

Aus der Orthopädischen Klinik
der Universität Erlangen - Nürnberg
Direktor: Professor Dr. med. P. Hohmann

**Stereo-Röntgen-Analyse (SRA)
von Lockerungsvorgängen
alloplastischer Hüftgelenkimplantate**

Als
Habilitationsschrift
der Medizinischen Fakultät
der Friedrich-Alexander-Universität
Erlangen - Nürnberg

vorgelegt von
Karl J. Probst

1980 № 439

Aus der Orthopädischen Klinik
der Universität Erlangen - Nürnberg
Direktor: Professor Dr. med. P. Hohmann

Stereo-Röntgen-Analyse (SRA) von Lockerungsvorgängen alloplastischer Hüftgelenkimplantate



Als

Habilitationsschrift

der Medizinischen Fakultät
der Friedrich-Alexander-Universität
Erlangen - Nürnberg

vorgelegt von
Karl J. Probst

Aus der Orthopädischen Klinik
der Universität Erlangen-Nürnberg
Direktor: Professor Dr. med. R. Mink

Stereo-Röntgen-Analyse (SRA) von Lockerungsvorgängen alloplastischer Hüftgelenkprothesen



Handschrift
der Medizinischen Fakultät
der Friedrich-Alexander-Universität
Erlangen-Nürnberg

verf. von
Karl J. Frosch

Erstveröffentlichung: 1972

1. EINLEITUNG UND VORWORT

2. THEORETISCH-VERGLEICHENDE UND ANATOMISCH-
HISTORISCHE

2.1 Anatomie des Menschen	10
2.2 Entwicklung des Menschen	12
2.3 Klassifizierung der Krankheiten	14
2.4 Pathogenese der Krankheiten	16
2.5 Prävention der Krankheiten	18
2.6 Medizinische Geschichte der Krankheiten	20
2.7 Medizinische Geschichte der Krankheiten	22

Dr. med. Martin Christian Baacke

2.7.1 Pathologie	22
2.7.2 Bakteriologie	24
2.7.3 Virologie	26
2.7.4 Mykologie	28
2.7.5 Parasitologie	30

zum Gedenken

2.8 Geschichte des Zahnärztlichen Berufs	32
2.9 Vergleichende Zahnheilkunde	34
2.9.1 Zahnärztliche Geschichte	36
2.9.2 Zahnärztliche Geschichte	38
2.10 Der Zahnärztliche Beruf	40

3. KLINISCHE

3.1 Zahnärztliche Geschichte	42
3.1.1 Zahnärztliche Geschichte	44
3.1.2 Zahnärztliche Geschichte	46
3.1.3 Zahnärztliche Geschichte	48
3.2 Zahnärztliche Geschichte	50
3.3 Zahnärztliche Geschichte	52

4. ZUSAMMENFASSUNG

5. LITERATUR

1.	EINLEITUNG UND PROBLEMSTELLUNG	1
2.	STEREO-RÖNTGENANALYSE (SRA) ALLOPLASTISCHER HÜFTIMPLANTATE	10
2.1	Aufnahme der Stereobilder	10
2.2	Auswertung der Stereobilder	12
2.3	Klassifikation der Meßdaten	18
2.4	Kalibrierung der Einzelbilder	21
2.5	Orientierung des Stereobildes	26
2.6	Grafische Darstellung der Meßdaten	27
2.7	Dreidimensionale Rekonstruktion der Bildobjekte	30
2.7.1	Paßpunkte	31
2.7.2	Gerade	31
2.7.3	Kreis	33
2.7.4	Kugel	40
2.7.5	Zylinder	44
2.8	Meßgrößen zur Lokalisationsdiagnostik	52
2.9	Vergleichbarkeit der Meßdaten	56
2.9.1	Kontrollparameter	59
2.9.2	Der Lockerungsvektor v	65
2.10	Der Programmablauf	74
3.	ERGEBNISSE	79
3.1	Genauigkeit der SRA	79
3.1.1	Markierungsfehler	79
3.1.2	Aufnahmefehler	90
3.1.3	Auswertefehler	98
3.2	Kasuistik	103
3.3	Statistik	148
4.	ZUSAMMENFASSUNG	158
5.	LITERATUR	160

1. EINLEITUNG UND PROBLEMSTELLUNG

Seit etwa 20 Jahren konnte sich die Chirurgie der Alloarthroplastik und hier insbesondere der totalendoprothetische Ersatz des Hüftgelenkes als allgemein anerkanntes Therapieverfahren einer mit anderen operativen oder konservativen Möglichkeiten nicht mehr beeinflussbaren schmerzhaften Gelenkinsuffizienz durchsetzen (4,14,25,19,21,22,38,51,67,69,75,76,77,78,88,89,96). Die Beseitigung von Komplikationen und methodische Verbesserungen des alloplastischen Gelenkersatzes beschäftigen nicht nur Mediziner, sondern auch Techniker, Natur- und Werkstoffwissenschaftler, da nach MÜLLER (76) 10 bis 15 % der Patienten in den ersten 10 Jahren wegen verschiedener Komplikationen reoperiert werden müssen, weitere 10 % hätten in den ersten 10 Jahren reoperiert werden müssen, wozu es aber aus verschiedenen Gründen nicht kam.

Die Komplikationen des alloplastischen Hüftersatzes lassen sich nach BOITZY (10) in 3 Gruppen unterteilen:

- 1.) Die peroperativen Komplikationen; dazu gehören die Pfannenbodenbruchperforation, die diaphysäre Perforation sowie peroperative Frakturen und andere, nicht für die Prothese spezifische Komplikationen.
- 2.) Die Frühkomplikationen; dazu gehören die Luxation des Femurkopfes sowie die Frühlockerung, die beide als technische Fehler anzusehen sind. Zu den Frühkomplikationen gehören ebenso auch Frühinfekte und Wundheilungsstörungen.
- 3.) Die Spätkomplikationen; hierzu zählen die Spätinfekte, die Spätlockerung und periartikuläre Verkalkungen.

Die Angaben über die Häufigkeit tiefer Infekte mit sekundärer Implantatlockerung werden in der Literatur mit einer Häufigkeit bis zu 33 % angegeben (20,92), die Häufigkeit aseptischer Lockerungen mit einer Häufigkeit bis zu 11,9 %. Zahlreiche andere Autoren (1,5,6,8-10,20,24-25,27,29-30,32-33,35,37,42-43,45,52,58,64,68,70-71,79,81,84-85,87,90,92,95-96,106-107) berichten über ähnliche Erfahrungen mit dem allo-

plastischen Hüftersatz. Neuere Untersuchungen (42,43) an größeren Patientenkollektiven zeigen eine Lockerungsrate von 17,8 % nach bis zu 6-jähriger Beobachtungszeit (Tab.1).

t	Lockerungen	Prozent
0 bis 0,5 J.	—	—
0 bis 1 J.	1	0,4
0 bis 1,5 J.	2	0,8
0 bis 2 J.	2	0,8
0 bis 2,5 J.	8	3,4
0 bis 3 J.	19	8
0 bis 3,5 J.	29	12,3
0 bis 4 J.	35	14,8
0 bis 4,5 J.	38	16,1
0 bis 5 J.	40	17
0 bis 5,5 J.	42	17,8
0 bis 6 J.	42	17,8

Tab. 1

Lockerungsrate von Totalendoprothesen des Hüftgelenkes nach bis zu 6-jähriger Beobachtungszeit (42)

Aus diesen Zahlen ist ersichtlich, daß unter den Komplikationen des Hüftgelenkersatzes die Prothesenlockerungen eine Schlüsselstellung einnehmen. Im frühen Stadium können konservative Maßnahmen zu einer Konsolidierung des Kunstgelenkes führen, im fortgeschrittenen Stadium muß die gelockerte gegen eine neue Endoprothese ausgewechselt werden.

Die Diagnose einer Prothesenlockerung ist im allgemeinen schwierig. Sie stützt sich auf anamnestische Angaben sowie auf klinische, radiologische, szintigraphische und Laborbefunde. Ziehende Schmerzen bei Belastung, eine schmerzhafte Bewegungseinschränkung sowie eine beschleunigte BKS lenken in vielen Fällen zwar den Verdacht in Richtung einer Prothesenlockerung, können jedoch nicht den definitiven Beweis dafür bringen. Radiologische Standardaufnahmen bestätigen eine Auslockerung nur dann, wenn im Vergleich zu früheren Röntgenaufnahmen eine eindeutige Positionsänderung der künstlichen Gelenkkörper erkennbar wird. Auch der Nachweis eines durchgehenden Resorptionssaumes an der Metacrylat-Knochengrenze ist kein schlüssiger Beweis für das Vorliegen einer Auslockerung.

In vielen Fällen ergeben Funktionsaufnahmen unter Zug- und Druckbeanspruchung in verschiedenen Gelenkstellungen einen Hinweis für eine Prothesenlockerung. In Zweifelsfällen kann arthrographisch (57,93,108) eine Lockerung durch Kontrastmittelaustritt in den Grenzraum zwischen Knochen und Zement nachgewiesen werden. Ein positives Arthrogramm wird im allgemeinen als beweiskräftig angesehen. Ebenso kann auch ein szintigraphisch erhobener Befund einen Hinweis auf eine Infektlockerung geben (31). In jüngerer Zeit wurden zwei schwingungsmechanische Methoden (100,101,103) zum indirekten Nachweis einer Prothesenlockerung vorgestellt. Über Sensitivität (d.h. richtig-positive Befunde) und Spezifität (richtig-negative Befunde) der beiden Methoden sind keine Angaben bekannt. Darüber hinaus läßt sich mit diesen Verfahren nur die Verlagerung einer Schaftprothese, nicht aber der zunehmend häufiger eingesetzten Schalenprothesen und der Hüftpfannen diagnostizieren.

Allen geschilderten diagnostischen Methoden ist gemeinsam, daß eine Prothesenlockerung oftmals erst in einem späten Stadium sicher nachgewiesen werden kann, so daß die Verankerung des Austauschimplantats im Knochen dann wegen des eingetretenen resorptiven Substanzverlustes technisch schwierig und prognostisch zweifelhaft sein kann. Die möglichst frühzeitige Erkennung einer Lockerung erscheint andererseits von Vorteil, da man den Patienten temporär mit Gehstützen versorgen und auf diese Art versuchen kann, eine bindegewebige Stabilisierung des Kunstgelenks zu erzielen, beziehungsweise im Falle einer notwendig werdenden Revision noch genügend Knochenmaterial zur Verankerung des Austauschimplantats vorfindet. Die Frühdiagnose einer evtl. Auslockerung stellt somit einen wesentlichen Faktor für die langfristige Erfolgsicherung der Hüftendoprothetik dar, zumal auch bei den in jüngster Zeit neu in die Endoprothetik eingeführten Implantatwerkstoffen und Verankerungstechniken Lockerungskomplikationen unvermeidlich sind (39,41,50,53-55,74,94,102).

Neben den konventionellen Totalendoprothesen (Abb.1) steht mit der Schalenprothese (Abb.2) nach WAGNER (104,105) und der ICLH-Prothese nach FREEMAN (99) ein neues Verfahren zur operativen Versorgung, vor allem auch jüngerer Patienten mit Coxarthrose zur Verfügung. Über die Qualität der Langzeiterfolge dieses seit 1975 zunehmend implantierten Gelenkflächenersatzes kann heute noch keine endgültige Wertung abgegeben werden; die ersten Ergebnisse unserer biometrischen Röntgenanalyse von Schalenprothesen zeigen jedoch, daß auch bei diesem Hüftgelenkersatz längerfristig mit einer erheblichen Lockerungsquote zu rechnen sein wird.

Zusammenfassend kann man festhalten, daß die Früherkennung einer stattgehabten Auslockerung besonders bei der großen Anzahl der mit herkömmlichen Formen des totalen Hüftersatzes bereits versorgten Patienten - 1972 waren es 100 000 (98),

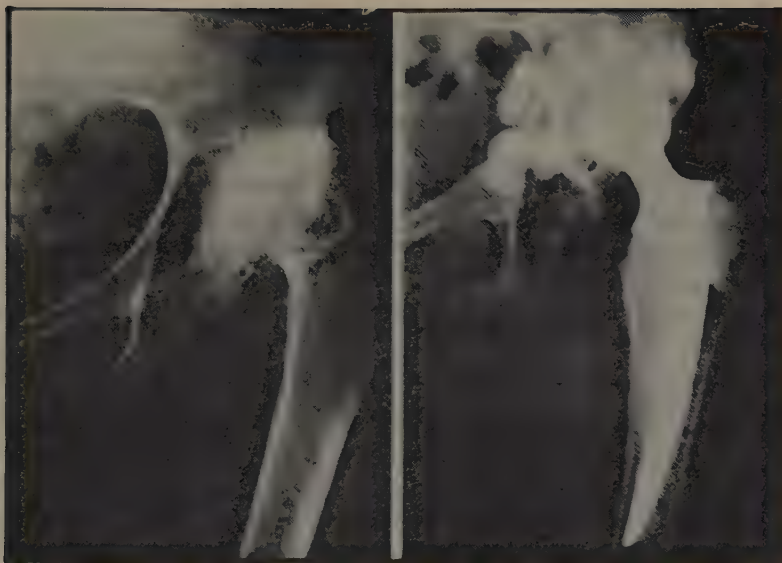


Abb. 1

Totalendoprothetischer Hüftersatz nach Charnley - Müller (22,78) bei Coxarthrose

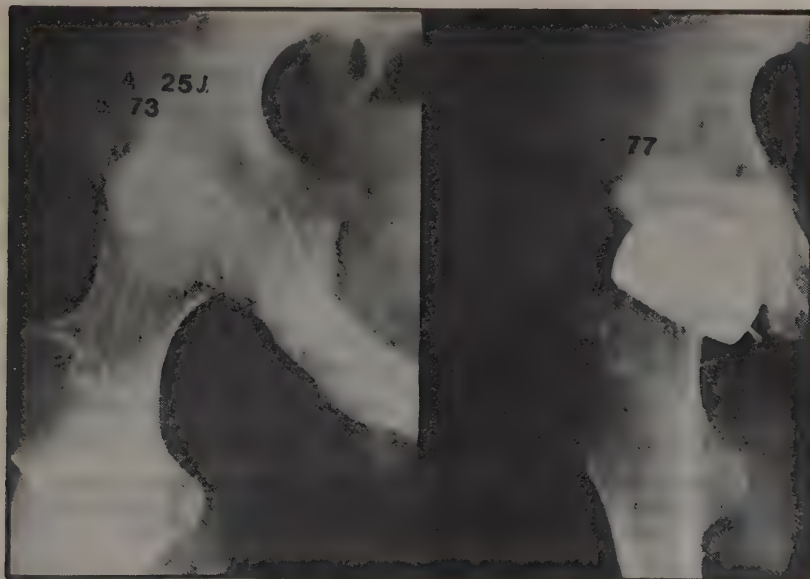


Abb. 2

Totalendoprothetischer Hüftersatz mit einer Schalenprothese nach Wagner (104,105) bei Coxarthrose

heute ist die Millionengrenze weit überschritten (38) - möglicherweise der einzige Weg sein wird, um den Gesamterfolg der Alloarthroplastik langfristig zu sichern.

In der vorliegenden Arbeit wird eine Methode angegeben, die es gestattet, eine Verlagerung und somit auch das Anfangsstadium einer Lockerung sowohl der femoralen wie auch der coxalen Alloplastik präzise zu erfassen. Die Methode basiert auf der Auswertung von Stereo-Röntgen-Aufnahmen mittels eines mathematischen Verfahrens unter Einsatz der elektronischen Datenverarbeitung. Sie soll im folgenden als "Stereo-Röntgen-Analyse" (SRA) bezeichnet und das ihr zugrunde liegende Konzept kurz skizziert werden:

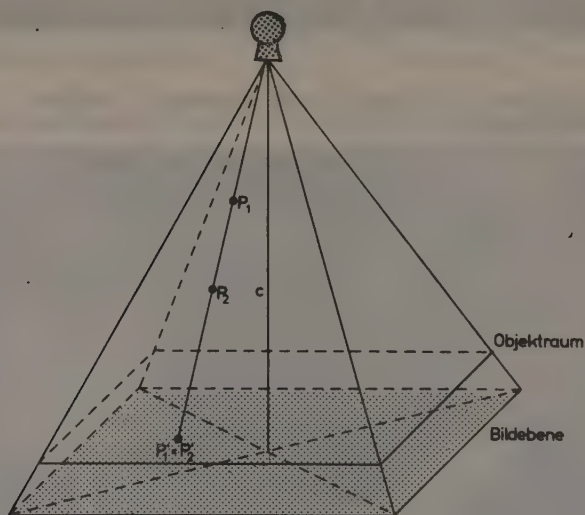


Abb. 3

Aufnahmegeometrie bei der konventionellen Röntgenaufnahme. Die beiden auf dem Projektionsstrahl liegenden Objektpunkte P_1 und P_2 bilden sich in identischen Bildpunkten ab.

Die konventionelle Röntgenaufnahme gestattet nur eine zweidimensionale metrische Erfassung der sich darstellenden Strukturen. Das ist einerseits bedingt durch die Gesetzmäßigkeiten der Zentralprojektion, die der Röntgenaufnahme zugrunde liegen (11) andererseits durch die Besonderheiten der Röntgenaufnahme (13,18) als einem Durchdringungsbild mit der bekannten Über-einanderprojektion von Objektpunkten unterschiedlicher räumlicher Tiefenlage in identischen Bildpunkten (Abb.3).

Die Anfertigung von Stereo-Röntgenbildern (Abb.4) erleichtert nicht nur die Bildinterpretation, wobei die Fähigkeit des Menschen ausgenutzt wird, 2 ebene Perspektiven desselben Objekts im stereoskopischen Sehvorgang zu einem dreidimensionalen Raummodell zu vereinigen (26,59), sondern gestattet auch eine quantitative Auswertung, d.h. man kann in dem virtuellen Raummodell präzise Messungen durchführen (7,44,47,60).

Im Rahmen der vorliegenden Arbeit wurden die Stereo-Röntgenaufnahmen mit einem Präzisionsdigitizer (56) auf 0,01 mm Genauigkeit ausgemessen; die früher unumgängliche, sehr zeitraubende und unkomfortable Auswertung von Stereo-Röntgenbildern wird dabei (56,61,72) auf die mathematische Analyse der Meßwerte mittels einer elektronischen Rechenanlage verlagert. Künftig sollen die Röntgenaufnahmen mit einem an den Host-Rechner gekoppelten, gegenwärtig an unserer Klinik in Entwicklung befindlichen mikroprozessor-gesteuerten Scanner automatisch ausgemessen werden (48).

Im Rahmen der SRA von Lockerungsvorgängen alloplastischer Hüftimplantate ist es notwendig, den Relativabstand zwischen Implantat und knöchernem Implantatlager möglichst exakt zu bestimmen. Dazu werden während der hüftalloplastischen Operation zusätzliche zylinderförmige Metallmarken von 1,5 mm

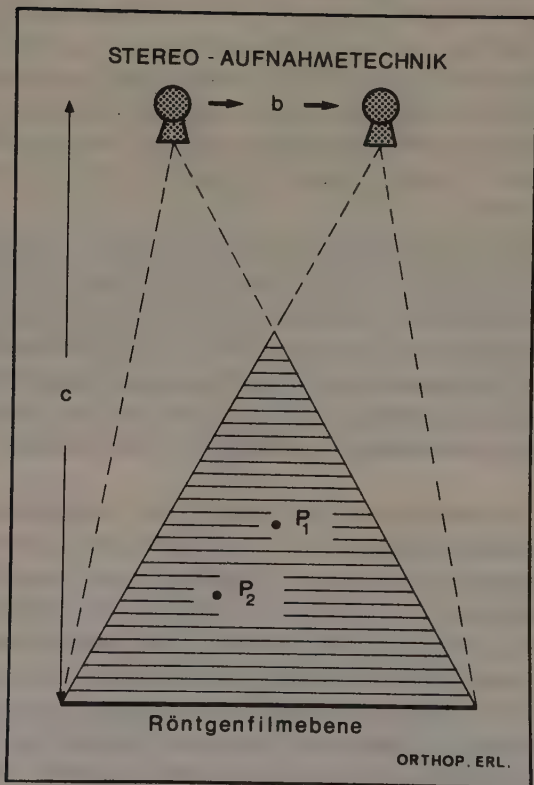


Abb. 4

Stereo-Aufnahmetechnik: Nach Anfertigen des ersten Röntgenbildes wird die Röntgenröhre um die Basis b verschoben und aus einer anderen Perspektive ein zweites Bild angefertigt. Die Objektpunkte P_1 und P_2 stellen sich dann in unterschiedlichen Bildpunkten dar; Der stereoskopische Überdeckungsbe-
reich ist schraffiert dargestellt.

Durchmesser bei 3 mm Länge im Femur und im Os ilium eingebracht. Postoperativ werden Stereo-Röntgenbilder angefertigt, ausgemessen und die Relativlage des femoralen und des coxalen Kunstgelenkkörpers zu diesen Metallmarken berechnet. Im Vergleich mit den so ermittelten Referenzwerten können zu jedem späteren Zeitpunkt Änderungen in der Relativlage von Implantat und Implantatlager ermittelt werden. Die Meßgenauigkeit des Verfahrens liegt in 80 % aller Fälle bei 0,2 mm Raumlagefehler und erlaubt damit einen Nachweis von Implantatbewegungen, die größer als 0,2 mm sind.

Neben einer für den einzelnen Patienten verbesserten Möglichkeit einer postoperativen Nachsorge und der erhöhten diagnostischen Sicherheit für den Arzt liefert die SRA aber auch jene statistisch vergleichbaren Meßdaten größerer Patientenkollektive, die die Anwendung zeitreihenanalytischer und anderer leistungsfähiger statistischer Methoden gestatten, so daß bei einer systematischen Anwendung dieser Methoden zu erwarten ist, daß sich über ein besseres Verständnis der einer Implantatauslockerung zugrundeliegenden biomechanischen Vorgänge schließlich ein prognostischer Index wird ableiten lassen, mit dessen Hilfe sich physiologische von pathologischen Implantatbewegungen separieren lassen und der es gestattet, die untersuchten Patienten verschiedenen Risikogruppen zuzuordnen und sekundär-präventiv einzuschreiten, noch bevor sich eine klinisch relevante für den Patienten schicksalhafte Prothesenlockerung manifestiert.

2. STEREO-RÖNTGENANALYSE (SRA) ALLOPLASTISCHER HÜFTIMPLANTATE

Im folgenden Kapitel sollen die methodischen Grundlagen der SRA, die notwendigen mathematischen Berechnungen und deren programmtechnische Realisierung an der klinikeigenen Rechenanlage PDP 11/34 vorgestellt werden.

2.1. Aufnahme der Stereobilder

Um im virtuellen Stereo-Röntgen-Bild (in Abb. 4 schraffiert dargestellt) über die Bildinterpretation hinaus Messungen durchführen zu können, ist es notwendig, dem Objektraum eine Metrik aufzuprägen. Wurde im Modellraum eine Metrik definiert, so hat man ein tautomorphes Bild des realen Objektraumes vor sich und kann metrische Aussagen über Punktabstände, Strecken, Winkel, Flächen und beliebige andere geometrische Kenngrößen der abgebildeten Strukturen (65,97) machen. Eine Metrik läßt sich definieren, indem man während der routinemäßigen Röntgenaufnahme ein Paßpunktsystem mit abbildet, d.h. eine Menge von im Röntgenlicht sich darstellenden Punkten, deren Relativlage genau bekannt ist.

Das in der vorliegenden Arbeit verwendete zweiteilige Paßpunktsystem besteht aus 2 Holzplatten von 430 x 540 mm Größe, die durch 4 Distanzstücke in einem Abstand von 317 mm planparallel zueinander angeordnet sind. In jeder der beiden Holzplatten sind in Form eines quadratischen Gitters von 48 mm Kantenlänge Stahkgeln von 1,2 mm Durchmesser eingelassen. Die beiden resultierenden Paßpunktgitter werden so durchnummeriert, daß der Mittelpunkt im unteren Gitter mit 55, der dazu korrespondierende Mittelpunkt im oberen Gitter mit 155 bezeichnet wird (Abb. 5). Die obere Platte ist mit den 4 Distanzstücken fest verbunden und kann in genau eingepaßte Buchsen auf die untere Platte des Paßpunktsystems bündig aufgesetzt werden.

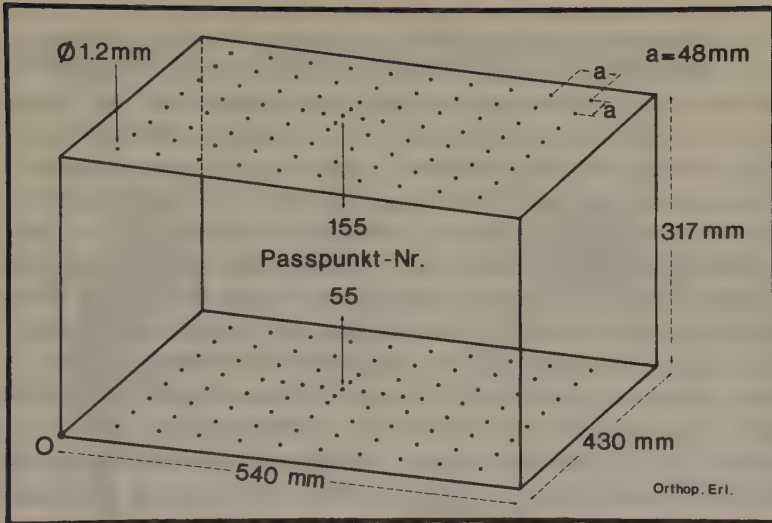


Abb. 5

Schematische Darstellung des im Rahmen der vorliegenden Arbeit entwickelten und verwendeten Passpunktsystems



Abb. 6

Klinischer Einsatz des Passpunktsystems

Bei der Röntgenuntersuchung wird die untere Platte zunächst auf den Röntgentisch gelegt, anschließend wird der Patient ebenso wie bei konventionellen Röntgenaufnahmen auf dem Tisch gelagert, wobei die röntgenologisch zu erfassende Hüftregion auf die untere Paßpunktplatte zu liegen kommt. Anschließend wird der obere Teil des Paßpunktsystems auf den unteren Teil aufgesetzt, so daß der Patient zwischen beide Platten zu liegen kommt (Abb.6). Der Ablauf der Untersuchung wird durch dieses Vorgehen nicht gehindert. Nach Anfertigen des ersten Röntgenbildes wird die Röhre elektromechanisch verschoben und ein zweites Bild aus einer anderen Perspektive angefertigt. Der Patient soll sich zwischen den beiden Aufnahmen möglichst nicht bewegen, anderenfalls resultiert ein Aufnahmefehler, der in Abschnitt 3.1.2 diskutiert wird. In den mit Paßpunktsystem aufgenommenen Röntgenbildern findet sich im Unterschied zur gewöhnlichen Röntgenaufnahme zusätzlich noch eine Reihe von Paßpunkten. Diese Paßpunkte lassen sich in zwei Klassen einteilen, nämlich in die Klasse der scharf gezeichneten Bilder der filmnahen unteren Paßpunkte und in die Klasse der weniger scharf zur Darstellung kommenden filmfernen Paßpunkte des über dem Patienten liegenden Paßpunktgitters. Die Gesamtheit aller Paßpunkte ist für die SRA die entscheidende Grundlage (Abschnitt 2.2); sie dient zur Kalibrierung der Einzelbilder (Abschnitt 2.4) sowie zur Orientierung der Stereobilder (Abschnitt 2.5).

2.2 Auswertung der Stereobilder

Im Rahmen der SRA alloplastischer Hüftimplantate sind in dem Stereobild die im folgenden aufgezählten und in Abb.7 dargestellten Objekte auszuwerten:

1. Das Paßpunktfeld:

Dieses ermöglicht eine metrische Auswertung der Aufnahmen. Von entscheidender Bedeutung dabei ist eine korrekte Nummerierung des Paßpunktgitters, wobei - wie in Abschnitt 2.1



Abb. 7

Markierung von Hüftendoprothesen: Sowohl im Becken als auch im Oberschenkelknochen werden intraoperativ Metallstifte im Knochen verankert, die zur Lokalisationsdiagnostik der Hüftalloplastik dienen

bereits erläutert - den filmnahen Paßpunkten eine zweistellige Nummer mit Mittelpunkt 55, den filmfernen Paßpunkten eine dreistellige Nummer mit Mittelpunkt 155 zugeordnet werden muß. Das Suchen und die Verarbeitung der Paßpunkte erfordert spezielle look-ahead- und back-tracking-Verfahren. Bereits gefundene Punkte dienen zur Bestimmung von wahrscheinlichen Positionen weiterer Paßpunkte. Die anschließende Be-

schriftung ist in Abb.8 dargestellt und sei im folgenden kurz beschrieben: Gemessen wurde eine Menge von (x,y)-Koordinatenpaaren der unteren und oberen Paßpunkte. Zuerst wird nach einem Punkt gesucht, der vier Nachbarpunkte in einem gewissen Winkel- und Abstandsbereich besitzt. Mit den daraus erhaltenen Werten für Richtung und Abstand können, von diesem Punkt ausgehend, alle Punkte, außer den Zwischenpunkten, geordnet werden. Der Paßpunkt mit minimaler x- und y-Koordinate wird dabei vorläufig mit 11 bezeichnet. Anschließend werden durch alle vertikalen und horizontalen Punktfolgen Regressionsgeraden g_{V1} , g_{V2} ... bzw. g_{H1} , g_{H2} ... gelegt. Der Mittelpunkt 55 des unteren Paßpunktgitters bzw. 155 des oberen Paßpunktgitters liegt am Schnittpunkt der zwei Geraden, an denen zusätzliche Zwischenpunkte - in Abb.8 schraffiert eingezeichnet - in definierten Bereichen vorhanden sind. Die endgültige und eindeutige Numerierung wird von diesen Mittelpunkten (55 bzw. 155) ausgehend vorgenommen.

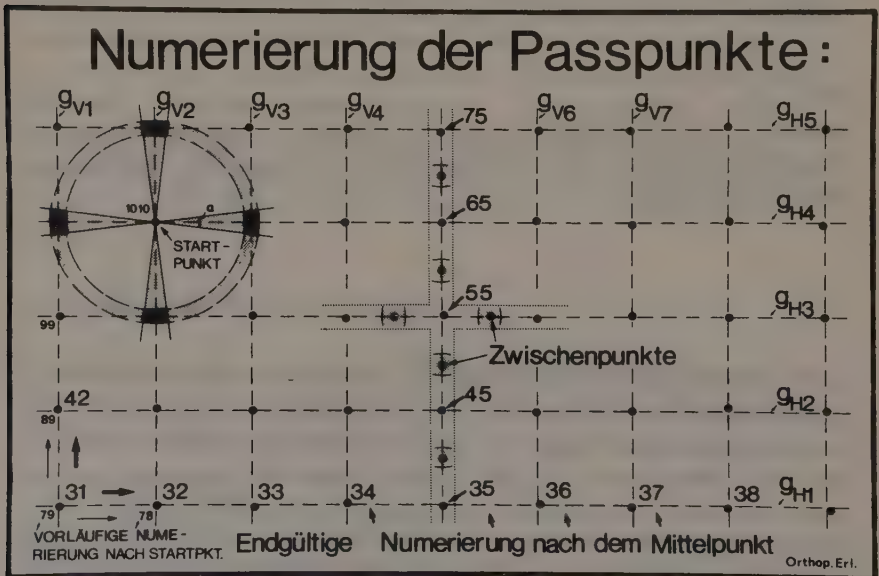


Abb. 8

Zur Identifikation der Paßpunkte und Numerierung des Paßpunktgitters

2. Metallmarkierungen im Knochen:

Wegen der geringen Dichteunterschiede unterschiedlicher Knochenstrukturen resultieren im Röntgenbild nur geringe Graustufungen, sodaß eine reproduzierbare Vermessung eines bestimmten Knochenpunktes im Röntgenbild nur näherungsweise möglich ist. Aus diesem Grunde werden zusammen mit der Alloplastik des Hüftgelenks sowohl im femoralen als auch im coxalen periprotehtischen Knochenlager je drei zylinderförmige Metallmarken verankert. Die Implantation solcher Markierungen im Verlauf alloarthroplastischer Operationen oder auch Nachmarkierungen in Lokalanästhesie bei Patienten mit dem Verdacht auf eine Prothesenauslockerung wird an der Orthopädischen Universitätsklinik in Erlangen seit zwei Jahren routinemäßig durchgeführt und bietet keine prinzipiellen Schwierigkeiten. Die zylinderförmigen Metallstifte haben einen Durchmesser von 1,5 mm bei einer Länge von 3 mm (Abb.9). Sie wer-

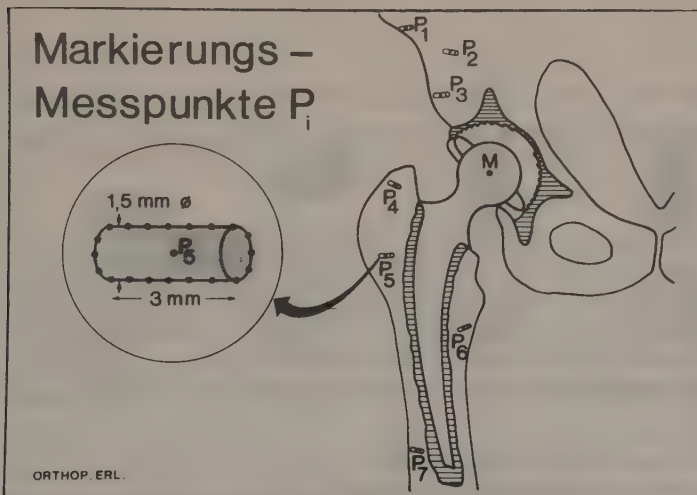


Abb. 9

Zur Definition der Meßpunkte P_i ($i=1, \dots, 6$) an den im Knochen eingelassenen Metallmarken

den möglichst nahe am Implantat, jedoch untereinander möglichst weit voneinander entfernt durch Bohrkanäle in die Corticalis des Knochens eingeführt (Weitere Hinweise zu einer adäquaten Markierungstechnik werden in Abschnitt 3.1.1 gegeben). Zur eindeutigen Identifikation werden die Markierungen von cranial nach caudal, von lateral nach medial und von ventral nach dorsal in aufsteigender Reihenfolge durchnummeriert (Vgl. Abb.7 und 9). Je nach der Projektion können sich diese Zylinder als ein Kreis (Abb.10a), als eine Ellipse (Abb.10b) oder als ein von einem oder zwei Ellipsensegmenten begrenztes Rechteck (Abb.10c und d) darstellen. Der Schwerpunkt bzw. Mittelpunkt der Metallzylinder, auf deren Berechnung in Abschnitt

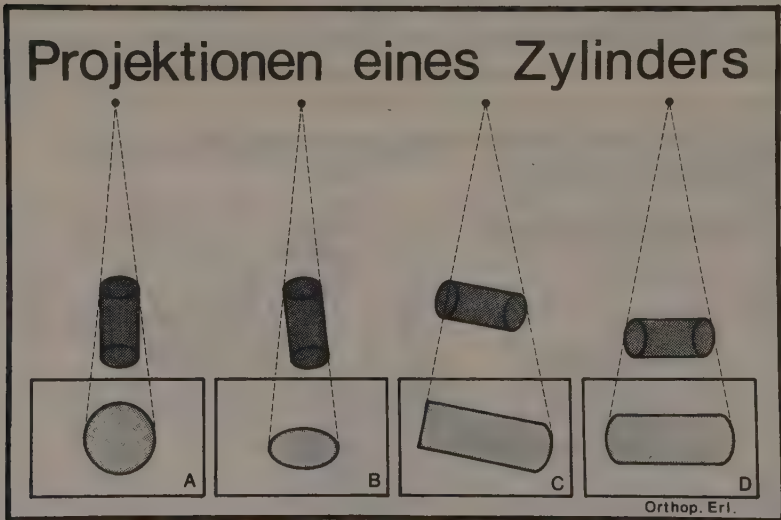


Abb. 10

Die unterschiedlichen Projektionsmöglichkeiten eines Zylinders in einer zentralperspektivischen Abbildung.

2.7.5 eingegangen wird, dient als Meßpunkt (Abb.9). Auf diese Art ergeben sich drei mit P_1 , P_2 , P_3 bezeichnete Meßpunkte im Bereich des Beckens und drei mit P_4 , P_5 , P_6 bezeichnete Meßpunkte im Bereich des Oberschenkels. Diese Meßpunkte sind von der Aufnahmegeometrie unabhängig und stellen somit geeignete Meßpunkte für die SRA dar.

3. Die Schaftprothese

Sie besitzt einen kugelförmigen Kopf, der sich im Röntgenbild als Ellipse oder als Kreis abbildet. Durch das in Abschnitt 2.7.4 dargestellte Vorgehen läßt sich daraus als projektionsinvariante und damit für die SRA geeignete Meßgröße der Kopfmittelpunkt M errechnen.

4. Die Schalenprothese

Sie stellt geometrisch eine Kugelhaube dar, die sich stets als Ellipse oder Kreis abbildet; sie hat einen Öffnungskreis, der sich als Ellipse (Abb.11a,b) oder Gerade (Abb.11c,d) im Bild darstellt.

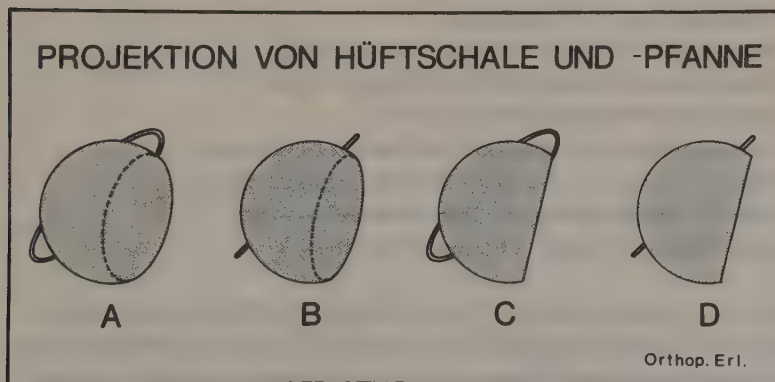


Abb. 11

Die unterschiedlichen Projektionsmöglichkeiten von Hüftschale und Hüftpfanne in einer zentralperspektivischen Abbildung

5. Der Markierungsdraht der Hüftpfanne:

Die aus Polyäthylen oder einem anderen nicht strahlenabsorbierenden Material gefertigte Hüftpfanne besitzt als Markierung einen eingearbeiteten zirkulären Drahttring, der entweder als eine teilweise verdeckte Ellipse (Abb.11a,c) oder aber in Form zweier Geradenstücke (Abb.11b,d) im Röntgenbild zur Darstellung kommt.

2.3 Klassifikation der Meßdaten

Bevor die in Abschnitt 2.6 angegebene graphische Darstellung der Meßdaten auf dem Bildschirm und ihre mathematische Weiterverarbeitung möglich wird, muß jedem gemessenen Punkt entweder manuell oder durch Mustererkennungsanalyse (48) eine Identifikationsnummer zugeordnet werden. Dabei sind für die filmnahen und filmfernen Paßpunkte eindeutige Gitterkoordinaten festzulegen, die sich in beiden Bildern entsprechen; die übrigen Konturpunkte sind in 7 Klassen einzuordnen, so daß sich insgesamt die folgenden 9 Klassen ergeben:

- 1.) filmnahe untere Paßpunkte,
- 2.) filmferne obere Paßpunkte,
- 3.) Kugelsegment einer Hüftprothesen-Schale
- 4.) Schnittkreis einer Hüftprothesen-Schale
- 5.) Kopf einer Hüft-Schaftprothese
- 6.) innere Kontur eines Hüftpfannen-Kreisringes
- 7.) äußere Kontur eines Hüftpfannen-Kreisringes
- 8.) Metallmarkierungen im Oberschenkelknochen
- 9.) Metallmarkierungen im Beckenknochen.

Da alle im Rahmen unserer Fragestellung auftretenden Kontursegmente in einer Teilmenge der Kegelschnitte im zweidimensionalen Raum enthalten sind, lassen sich ausgleichende Kegelschnitte durch $n \geq 5$ Konturpunkte $P_i = (x_i, y_i)$ ($i=1, \dots, n$) der Form

$$a_1 \cdot x_i^2 + a_2 \cdot x_i \cdot y_i + a_3 \cdot y_i^2 + a_4 \cdot x_i + a_5 \cdot y_i - 1 = k_i$$

angeben. Mit dem Optimierungskriterium:

$$\sum_i k_i^2 = \min.$$

erhält man:

$$\{a\} \cdot A \cdot A^T = \{1\} \cdot A^T = \{b\}$$

$$\{a\} = \{a_1, a_2, a_3, a_4, a_5\}^T$$

$$\{b\} = \{s_{10}, s_{11}, s_{12}, s_{13}, s_{14}\}^T$$

Die Koeffizienten der Matrix A^T und der symmetrischen Matrix $A \cdot A^T$ lauten:

$$A^T = \begin{pmatrix} x_1^2 & \dots & x_l^2 & \dots & x_n^2 \\ x_1 y_1 & \dots & x_l y_l & \dots & x_n y_n \\ y_1^2 & \dots & y_l^2 & \dots & y_n^2 \\ x_1 & \dots & x_l & \dots & x_n \\ y_1 & \dots & y_l & \dots & y_n \end{pmatrix} \quad A \cdot A^T = \begin{pmatrix} s_1 & s_2 & s_3 & s_4 & s_5 \\ s_2 & s_3 & s_6 & s_5 & s_7 \\ s_3 & s_6 & s_8 & s_7 & s_9 \\ s_4 & s_5 & s_7 & s_{10} & s_{11} \\ s_5 & s_7 & s_9 & s_{11} & s_{12} \end{pmatrix}$$

wobei:

$$\begin{array}{llll} s_1 = \sum x_i^4 & s_2 = \sum x_i^3 \cdot y_i & s_3 = \sum x_i^3 \cdot y_i^3 & s_4 = \sum x_i^3 \\ s_5 = \sum x_i^2 \cdot y_i & s_6 = \sum x_i \cdot y_i^3 & s_7 = \sum x_i \cdot y_i^2 & s_8 = \sum y_i^4 \\ s_9 = \sum y_i^3 & s_{10} = \sum x_i^2 & s_{11} = \sum x_i \cdot y_i & s_{12} = \sum y_i^2 \\ s_{13} = \sum x_i & s_{14} = \sum y_i & & \end{array}$$

Dieses Gleichungssystem mit symmetrischer Matrix $A \cdot A^T$ läßt sich durch effiziente Verfahren lösen und liefert jeweils die 5 Koeffizienten eines Kegelschnitts. Die skizzierte formale Beschreibung der Klassen und die Anzahl der jeweils auftretenden Klassenelemente zeigt Tab.2.

Klasse	Anzahl	formale Beschreibung
1	bis 40	$0ij(x, y) \quad i, j \in \{1, \dots, 9\}$ Dreistellige Nummerierung mit Koordinatenpaar
2	bis 30	$1ij(x, y) \quad i, j \in \{1, \dots, 9\}$ Dreistellige Nummerierung mit Koordinatenpaar als Mittelpunkt einer Ellipse
3-5	1	$a_i, i = 1, \dots, 5$: Koeffizienten eines Kegelschnitts
6-7	bis 2	$a_i, i = 1, \dots, 5$: Koeffizienten eines Kegelschnitts
8-9	bis 5	$\{(x_j, y_j), d_i^1, d_i^2\} \quad j = 1, \dots, 4, \quad i = 1, \dots, 5$: Anfangs- und Endpunkte ($j = 1, 3$ bzw. $j = 2, 4$) der Mantelseiten der Meßmarkierungen; d_i^1, d_i^2 = Koeffizienten eines Kegelschnitts für die Deckelseiten

Tab. 2

Klassifikation der Meßdaten durch formale Zuordnung zu unterschiedlichen Objektklassen

Merkmale zur Klassifikation der Objekte ergeben sich aus den formalen Parametern durch Berechnung anschaulicher Größen wie Mittelpunkt, Lage bzw. Länge und Verhältnis der Halbachsen der Ellipse. Von besonderer Bedeutung ist die Parametrisierung der im Röntgenbild auftretenden Konturen durch ausgleichende Kegelschnitte bei der Segmentierung der zylinderförmigen Metallmarkierungen in Mantelseiten und Deckelseiten, die in Abschnitt 2.7.5 ausführlich diskutiert wird.

2.4 Kalibrierung der Einzelbilder

Nachdem die Objektpunkte im Röntgenbild eindeutig identifiziert und mit einer Kennziffer versehen worden sind, können die Einzelbilder kalibriert werden (66).

Bei der Röntgenaufnahme handelt es sich um eine Zentralprojektion, die durch die Röhrenposition $R(s, t, u)$, den Paßpunktursprung $U(p, q, r)$ und die drei Paßpunktlagewinkel (ϕ, Ω, κ) während der Aufnahme relativ zum durch das Röntgenbild definierten Koordinatensystem (x, y, z) eindeutig beschrieben wird (Abb.12).

Zur Einzelbildkalibrierung ist es notwendig, mindestens sechs Bildpunkte in der Röntgenaufnahme auszumessen und aus dieser Information durch Berechnung eines Projektionsoperators, eines Translationsoperators und dreier Rotationsoperatoren die neun Parameter $p, q, r, s, t, u, \phi, \Omega, \kappa$ zu berechnen. Der dazu notwendige mathematische Formalismus gestattet im dreidimensionalen Raum keine geschlossene Darstellung und Lösung. Die daher üblicherweise verwendeten iterativen Methoden sind jedoch wegen der im Rahmen dieser Arbeit gewünschten hohen Präzision der Bildkalibrierung nicht geeignet, da sie nicht immer konvergieren und je nach Startwert der Iteration unterschiedliche und damit unter Umständen ungenaue Resultate liefern. Es ist daher zweckmäßig, die Bildkalibrierung durch Übergang auf vierdimensionale, sogenannte homogene Koordinaten (3) durchzuführen. Durch den Formalismus der homogenen Koordinaten lassen sich die Projektion P , die Translation T und die drei Rotationen R_x, R_y, R_z in geschlossener Form als 4×4 - Matrizen darstellen und lösen. Die Projektion P ist gegeben durch

$$P = \begin{pmatrix} 1 & 0 & -\frac{s}{u} & 0 \\ 0 & 1 & -\frac{t}{u} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & -\frac{1}{u} & 1 \end{pmatrix}$$

Einzelbild- kalibrierung

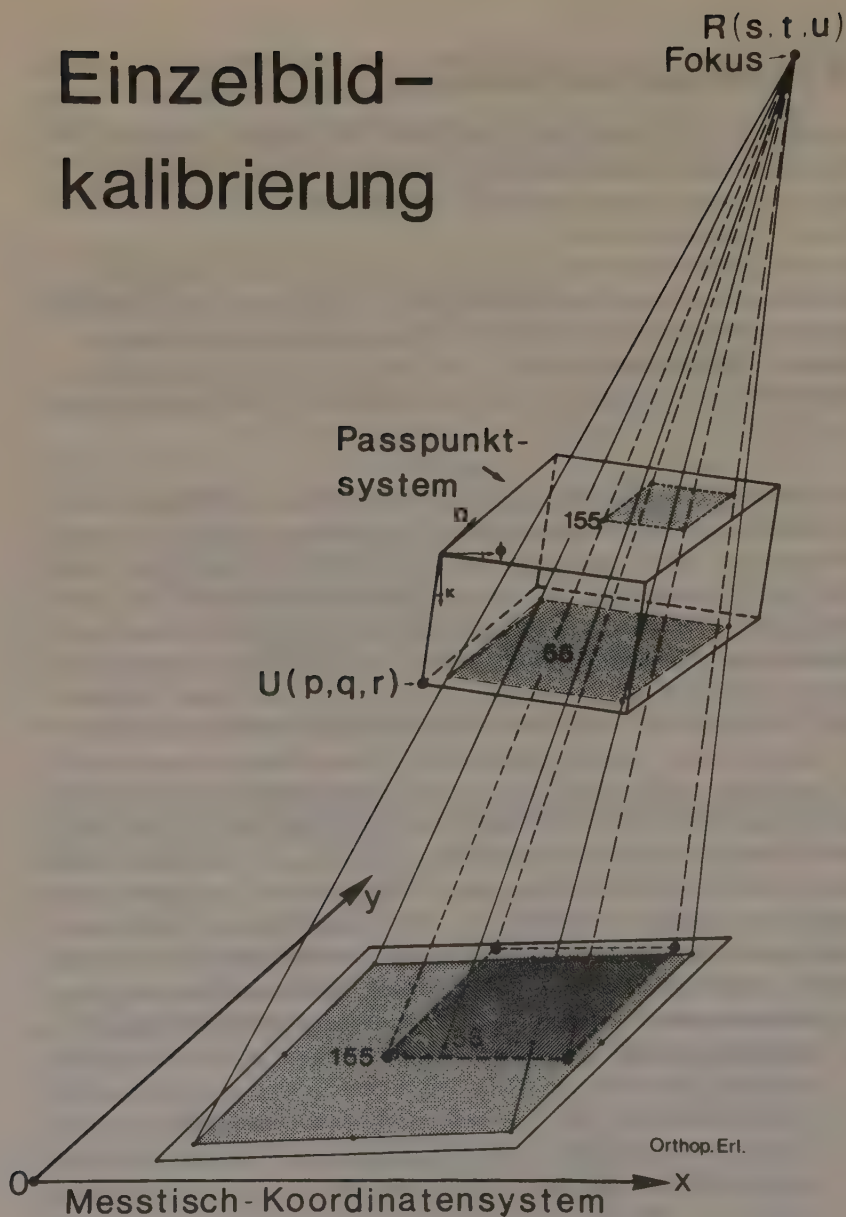


Abb. 12

Kalibrierung der Einzelbilder im dreidimensionalen Raum

Die Translation T durch:

$$T = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & p \\ 0 & 1 & 0 & q \\ 0 & 0 & 1 & r \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

und die Rotationsmatrizen zur Bestimmung der Winkel ϕ, Ω, κ lauten:

$$R_x = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos\phi & \sin\phi & 0 \\ 0 & -\sin\phi & \cos\phi & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

$$R_y = \begin{pmatrix} \cos\Omega & 0 & \sin\Omega & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ -\sin\Omega & 0 & \cos\Omega & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

$$R_z = \begin{pmatrix} \cos\kappa & \sin\kappa & 0 & 0 \\ -\sin\kappa & \cos\kappa & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

Das Produkt dieser Matrizen:

$$P \circ T \circ R_z \circ R_y \circ R_x \circ X = M \circ X$$

definiert eine 4 x 4 Matrix M mit 12 Matrixelementen M_1 ,
die wie folgt lauten:

$$M_1 = \cos\phi \cdot \cos\kappa - \sin\phi \cdot \sin\Omega \cdot \sin\kappa + \frac{s}{u} \cdot \sin\phi \cdot \cos\Omega$$

$$M_2 = \cos\phi \cdot \sin\kappa + \sin\phi \cdot \sin\Omega \cdot \cos\kappa + \frac{t}{u} \cdot \sin\phi \cdot \cos\Omega$$

$$M_3 = \frac{1}{u} \cdot \sin\phi \cdot \cos\Omega$$

$$M_4 = -\cos\Omega \cdot \sin\kappa - \frac{s}{u} \cdot \sin\Omega$$

$$M_5 = \cos\Omega \cdot \cos\kappa - \frac{t}{u} \cdot \sin\Omega$$

$$M_6 = -\frac{1}{u} \cdot \sin\Omega$$

$$M_7 = \sin\phi \cdot \cos\kappa + \cos\phi \cdot \sin\Omega \cdot \sin\kappa - \frac{s}{u} \cdot \cos\phi \cdot \cos\Omega$$

$$M_8 = \sin\phi \cdot \sin\kappa - \cos\phi \cdot \sin\Omega \cdot \cos\kappa - \frac{t}{u} \cdot \cos\phi \cdot \cos\Omega$$

$$M_9 = -\frac{1}{u} \cdot \cos\phi \cdot \cos\Omega$$

$$M_{10} = p - r \cdot \frac{s}{u}$$

$$M_{11} = q - r \cdot \frac{t}{u}$$

$$M_{12} = 1 - \frac{r}{u}$$

Die Elemente der Matrix M sind so zu bestimmen, daß ein
beliebiger Objektpunkt im dreidimensionalen Raum

$$X = (x, y, z, 1)^T$$

in seinen korrespondierenden Bildpunkt

$$(H \cdot x^*, H \cdot y^*, 0, H)^T$$

im zweidimensionalen Röntgenbild abgebildet wird.

$$\begin{pmatrix} M_1 & M_4 & M_7 & M_{10} \\ M_2 & M_5 & M_8 & M_{11} \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ M_3 & M_6 & M_9 & M_{12} \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} x \\ y \\ z \\ 1 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} H \cdot x^* \\ H \cdot y^* \\ 0 \\ H \end{pmatrix}$$

Die Berechnung der Orientierungswerte erfolgt in der Praxis auf dem Wege einer Überbestimmung durch eine Ausgleichsrechnung. Ähnlich wie bei der in Abschnitt 2.3 bei der Klassifikation der Meßdaten abgeleiteten Matrix A ergeben sich dann in der Matrix M ebenfalls Summen von Kreuztermen, deren Struktur jedoch außerordentlich komplex ist und die deshalb im Rahmen dieser Arbeit nicht referiert werden sollen.

Im Rechenprogramm ist jedoch diese Ausgleichsrechnung der Einzelbildkalibrierung implementiert, wodurch - zusammen mit dem Einsatz der homogenen Koordinaten, die stets die optimalen Orientierungswerte liefern, - die in dieser Arbeit erzielte hohe Präzision der Kalibrierung und damit der SRA zu erklären ist.

Sind die neun Orientierungswerte des Einzelbildes berechnet, so werden die theoretisch bekannten Sollwerte der ausgemessenen Paßpunkte projiziert und die Abstände zu den Ist-Werten ihrer Bildwerte ermittelt. Alle Punkte, deren Abweichung größer als die 3σ -Streuung ist, werden eliminiert und mit dem reduzierten Paßpunktfeld die neun Bildorientierungsparameter erneut berechnet. Die ermittelte Lage des Paßpunktsystems und der Film-Focus-Abstand zeigen eventuelle Fehler genau an.

2.5 Orientierung des Stereobildes

Nachdem die beiden Einzelbilder nach dem in Abschnitt 2.4 beschriebenen Verfahren kalibriert worden sind, ist noch eine rechnerische Entzerrung und Relativorientierung der beiden Einzelbilder notwendig, d.h. die Bestimmung der Relativlage, da beide Bilder monoskopisch vermessen wurden und keine Randmarkierungen, wie etwa bei Luftbildaufnahmen üblich, vorhanden sind. Durch die Relativorientierung wird eine exakte räumliche Rekonstruktion möglich. Dazu müssen die in Abb.13 veranschaulichten drei Transformationen (Rotation, Translation, Projektion) für das linke (Index "L"), sowie das rechte (Index "R") Stereohalbbild berechnet und ausgeführt werden. Dadurch gelangen beide Bilder in eine definierte Normallage mit einem festen Paßpunktsystem und gleichem Filmkoordinatensystem.

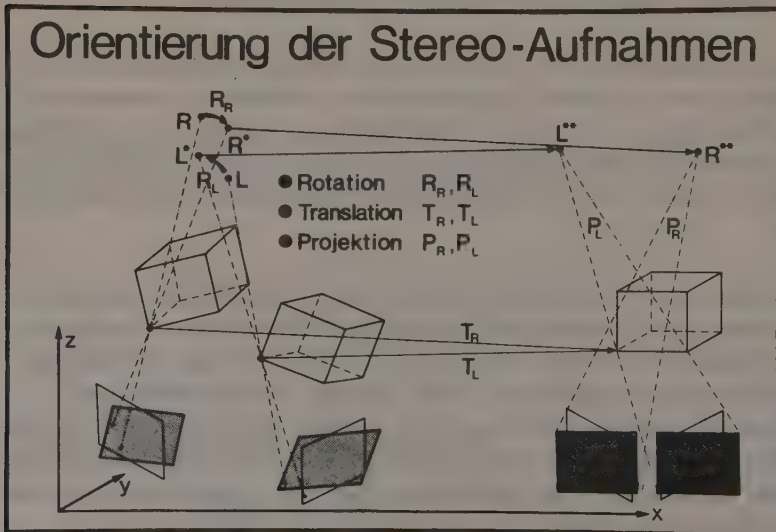


Abb. 13

Orientierung der Stereo-Aufnahmen im dreidimensionalen Raum

Durch den im Rahmen dieser Arbeit entwickelten und hier vorgestellten mathematischen Formalismus wird es möglich, beliebige Konturen, die in zwei unterschiedlichen Perspektiven abgebildet sind, auf Raumkoordinaten zurückzurechnen. Die einzige Voraussetzung dabei ist, daß bei gleicher Zuordnung eindeutige Punktepaare in beiden Perspektiven erhalten werden können. Die Meßdatenerfassung selbst kann monoskopisch erfolgen, die Rückrechnung von Bild- auf Raumkoordinaten erfolgt auf mathematischem Wege.

2.6 Graphische Darstellung der Meßdaten:

In jedem Einzelbild werden 15 bis 30 Paßpunkte sowie punktweise die Konturlinien der für eine Lokalisationsdiagnostik von Hüftendoprothesen notwendigen 8 Objekte - nämlich 3 im Beckenknochen sowie 3 im Oberschenkelknochen eingelassene Metallmarkierungen, Markierungsring der Hüftpfanne und Schaft- bzw. Schalenprothese - mit einem Präzisionsdigitizer auf 0,01 mm Genauigkeit vermessen und mit einer Kennnummer versehen. Das ergibt pro Stereoaufnahme etwa 800 Meßpunkte bei etwa 1 1/2 Stunden Meßzeit. Wegen dieser zeit- und personalintensiven Auswertung wird gegenwärtig ein intelligenter Scanner entwickelt, um zu einer automatischen Röntgenbilddauswertung zu gelangen. (48).

Jede Einzelbildmessung wird auf einem graphischen Bildschirm mit 1 024 x 1 024 Bildpunkten dargestellt und eventuell aufgetretene Meß- oder Nummerierungsfehler korrigiert bzw. die entsprechenden Falschpunkte eliminiert. Nach Kalibrierung der Stereo-Halbbilder und deren Orientierung können die Meßpunkte der beiden Projektionen auf dem softwaremäßig halbiertem graphischen Bildschirm stereoskopisch korrekt dargestellt werden, Abb.14 zeigt schematisch das Resultat.

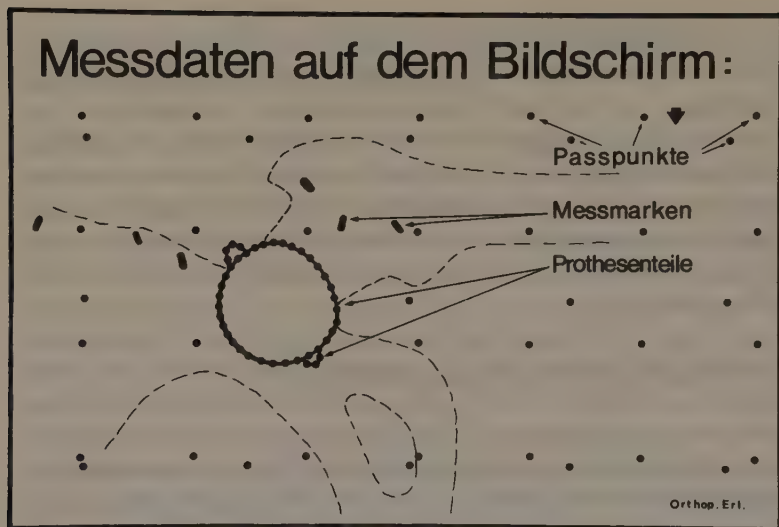


Abb. 14

Darstellung der Meßdaten auf dem Bildschirm der Rechenanlage:

1. Zur Bildkalibrierung notwendige Passpunkte
 2. Im Knochen verankerte Meßmarken
 3. Die punktweise vermessenen Konturen der Prothesenteile
- Zum besseren Verständnis der folgenden Abbildungen sind die ossären Strukturen in diesem Schema mit eingezeichnet.

Mit einem vor dem Bildschirm angebrachten Spiegelstereoskop wird somit neben den numerischen Werten auch eine visuelle Beurteilung der Kunstgelenkteile möglich. Abb.15 und 16 zeigen die vom Bildschirm abfotografierten beiden Perspektiven der Meßpunkte.

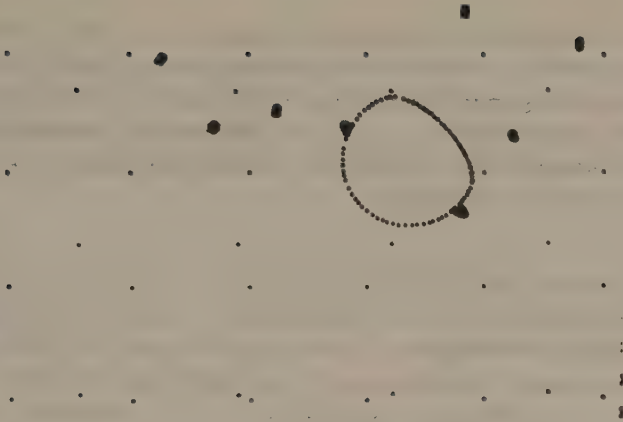


Abb. 15

Vom Bildschirm der Rechenanlage abfotografierte Meßdaten
(Passpunkte, Meßmarken, Schalenprothese), entsprechend der
linken Perspektive

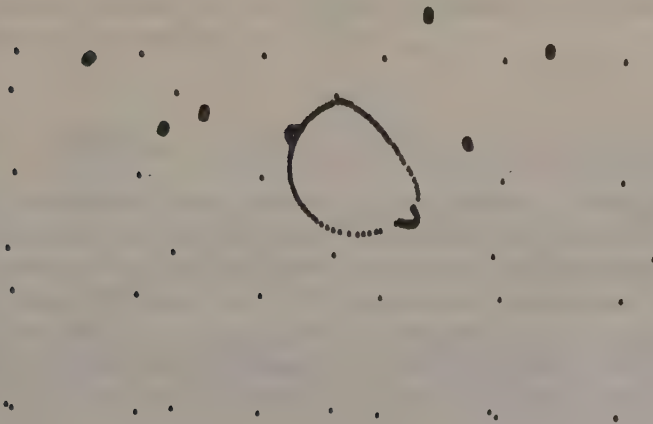


Abb. 16

Die zur Abb. 15 korrespondierende rechte Perspektive der
Meßdaten

2.7 Dreidimensionale Rekonstruktion der Bildobjekte

Nach der Orientierung der beiden Röntgenbilder können nunmehr alle Objektpunkte, die in beiden Perspektiven abgebildet worden sind, zurückgerechnet werden, wobei man wie folgt vorgeht: Gegeben sei der Meßwert (x_L, y_L) in der ersten Perspektive, sowie der Meßwert (x_R, y_R) in der zweiten Perspektive. Dann berechnet sich der Raumpunkt

$$X = (x, y, z)$$

durch Lösen der Gleichung:

$$C^T \cdot C \cdot X = C^T \cdot D$$

Das ergibt

$$X = \{C^T \cdot C\}^{-1} \cdot C^T \cdot D$$

wobei

$$C = \begin{pmatrix} M_1^L - M_3^L \cdot x_L & M_4^L - M_6^L \cdot x_L & M_7^L - M_9^L \cdot x_L \\ M_2^L - M_3^L \cdot y_L & M_5^L - M_6^L \cdot y_L & M_8^L - M_9^L \cdot y_L \\ M_1^R - M_3^R \cdot x_R & M_4^R - M_6^R \cdot x_R & M_7^R - M_9^R \cdot x_R \\ M_2^R - M_3^R \cdot y_R & M_5^R - M_6^R \cdot y_R & M_8^R - M_9^R \cdot y_R \end{pmatrix}$$

und

$$D = \left\{ \begin{array}{l} M_{12}^L \cdot x_L - M_{10}^L, \quad M_{12}^L \cdot y_L - M_{11}^L, \\ M_{12}^R \cdot x_R - M_{10}^R, \quad M_{12}^R \cdot y_R - M_{11}^R \end{array} \right\}^T$$

Die M_i^L, M_i^R ($i=1,2 \dots 12$) sind dabei die Matrixelemente der Bildkalibrier-Matrix M aus Abschnitt 2.4. Korrespondierende Bildpunkte beliebiger Raumobjekte in den beiden zweidimensionalen Perspektiven können auf diese Art auf Raumpunkte transformiert werden.

2.7.1 Paßpunkte

Insbesondere können die Paßpunkte, die in beiden Perspektiven abgebildet und ausgemessen wurden, räumlich rekonstruiert werden und die mittlere räumliche Abweichung zwischen dem bekannten Sollwert und dem gemessenen Wert berechnet werden. Diese mittlere Raumlage ist ein Maß für die Güte der Messung und liegt im allgemeinen bei 0,1 mm.

2.7.2 Gerade

Die Projektion einer Geraden im Raum ergibt im Röntgenbild je nach der Projektion wieder eine mehr oder weniger verkürzte Gerade, die im Grenzfall auf einen einzigen Punkt zusammenschrumpfen kann. Nach der punkweisen Ausmessung der beiden Abbilder wird durch jede Punktmenge eine die Meßfehler ausgleichende Gerade gelegt. Für den Sonderfall, daß die Gerade in einer der beiden Perspektiven als Punkt abgebildet

wurde, rekonstruiert man die Raumpunkte wie unter 2.7.1 angegeben, wobei jeweils beliebige unterschiedliche Punkte der ausgleichenden Geraden der einen Perspektive mit diesem Einzelpunkt der anderen Perspektive zurückgerechnet werden.

Im allgemeinen wird einem Punkt P_L auf der ausgleichenden Geraden der linken Projektion der korrespondierende Punkt P_R der rechten Projektion so zugeordnet, daß man zunächst die Ebene berechnet, die von den beiden Röhrenprojektionszentren R_R , R_L und dem im linken Bild gemessenen Bildpunkt P_L aufgespannt wird. Der Schnittpunkt dieser Ebene mit der Ausgleichsgeraden im rechten Bild ist dann der gesuchte korrespondierende Bildpunkt P_R (Abb. 17).

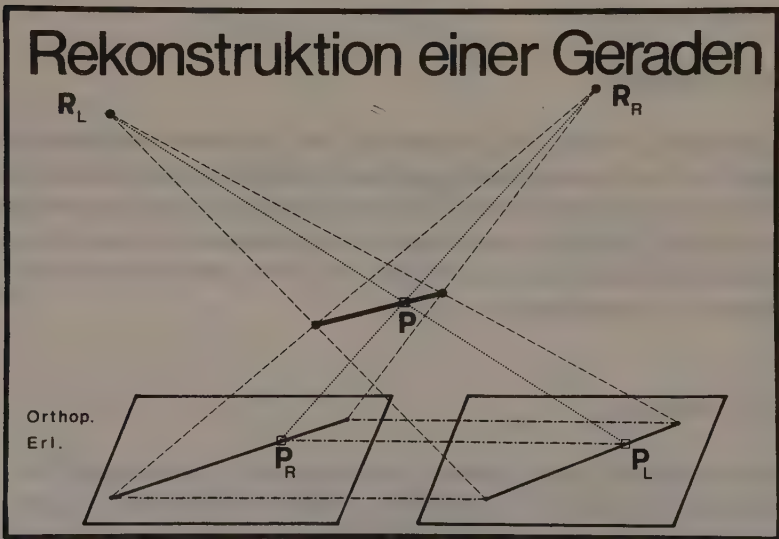


Abb. 17

Rekonstruktion einer Geraden durch Schnittbildung: Die durch R_R , R_L , P_L aufgespannte Ebene wird mit der Ausgleichsgeraden im rechten Bild geschnitten und liefert den korrespondierenden Bildpunkt P_R , wodurch sich der Objektpunkt P im dreidimensionalen Raum zurückrechnen läßt.

Liegen erhebliche Meßfehler oder Vertikalparallaxen vor, so ist es möglich, daß die ausgleichende Gerade der rechten Perspektive die Ebene nicht schneidet; in diesem Fall ist eine räumliche Rückrechnung nur möglich, wenn die Anfangs- und Endpunkte der Geraden in beiden Perspektiven abgebildet sind.

2.7.3 Kreis

Im Rahmen der SRA des coxalen Kunstgelenkteils müssen im Röntgenbild sichtbare Strukturen der Hüftpfanne ausgemessen werden. Hierzu eignet sich der kreisförmige Markierungsdraht der Hüftpfanne.



- 1 LINKE
- 2 RECHTS
- 3 PASS
- 4 KREIS
- 5 KUGEL
- 6 1.MA 7
- 7 2.MA 7
- 8 3.MA 7
- 9 RING
- 10 1.MA 8
- 11 2.MA 8
- 12 3.MA 8
- 13 STOP



Abb. 18

Meßdatenerfassung an dem im Röntgenbild sichtbaren Teil des zirkulären Markierungsrings der Hüftpfanne: An dem nicht von der femoralen Alloplastik verdeckten ellipsenförmigen Bild wird die innere und die äußere Kontur punktweise vermessen.

Die Projektion des zirkulären Markierungsdrahtes ergibt als Bild einen Teil entweder eines Kreises, einer Ellipse oder einer Geraden (vgl. Abb.11), da sich nur der Teil des Markierungsdrahtes abbildet, der nicht von der femoralen Schalen- oder Schaftprothese verdeckt wird. An der Innen- und Außenseite des im Bild sichtbaren Drahtschattens werden je 20 - 40 Punkte ausgemessen und können auf dem Bildschirm graphisch dargestellt werden (Abb.18). Durch einen ausgleichenden Kegelschnitt, dessen Parameter analog wie in Abschnitt 2.3 berechnet werden können, lassen sich die Meßpunkte der linken (Abb.19a) und der rechten (Abb.19b) Perspektive zu einer geschlossenen Kurve ergänzen.

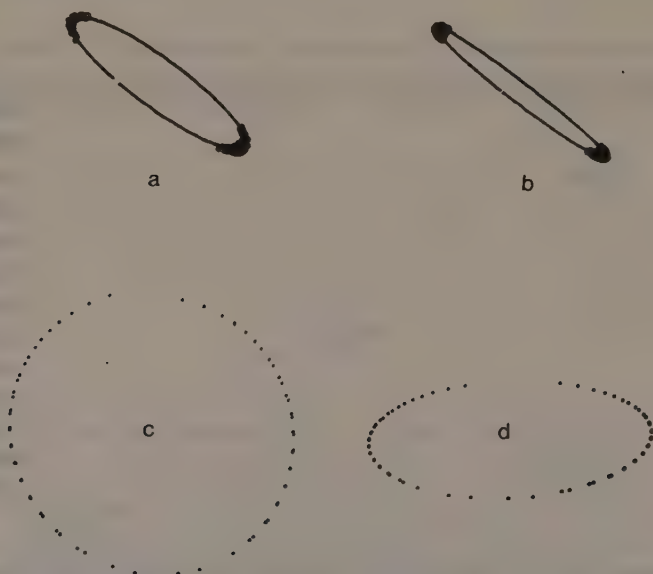


Abb. 19

Rekonstruktion der fehlenden, weil im Röntgenbild nicht sichtbaren Teile des Markierungsringes durch einen ausgleichenden Kegelschnitt in der linken (a) und der rechten (b) Perspektive. Bei der Rückrechnung auf Raumkoordinaten ergeben sich daraus zwei unterschiedliche Raumkurven, eine kreisförmige (c) und eine ellipsenförmige (d). Abb. (c) stellt die gesuchte richtige Raumkurve dar.

Bei den verschiedenen möglichen Kegelschnittpaarungen in den beiden Perspektiven, z.B. Ellipsen in beiden Perspektiven oder Ellipse und Kreis, Ellipse und Gerade, Kreis und Gerade, und vice versa sowie Gerade und Gerade kann man durch entsprechende Korrekturen ebenfalls auf Raumkoordinaten zurückrechnen: Beim Auftreten einer Geraden in einer der beiden Perspektiven kann der räumliche Kreis eindeutig durch eine Schnittbildung, wie bei der Geraden bereits beschrieben, erhalten werden; stellen sich beide Perspektiven des Drahtes im Röntgenbild als eine Gerade dar, so muß eine zusätzliche Korrektur, wie bei der Kugelrückrechnung unter Abschnitt 2.7.4 angegeben, durchgeführt werden.

Im allgemeinen bildet sich der Markierungsdraht jedoch in beiden Perspektiven als eine Ellipse ab (Abb.19a und b), beziehungsweise in der einen Perspektive liegt er als Ellipse und in der anderen Perspektive als Kreis vor. Dann liefert die Schnittbildung zwei Punktepaare, bei der Rückrechnung ergeben sich somit zwei unterschiedliche Zuordnungen der monoskopischen Bilder, woraus sich zwei unterschiedliche Raumkurven berechnen lassen (Abb.19c und d). Die eine der beiden Kurven stellt im allgemeinen eine Ellipse dar (Abb.19d), die andere einen darauf senkrecht stehenden exakten Kreis (Abb.19c). Zur Berechnung der Schnittgeraden wird die von R_R , R_L und einem beliebigen Punkt in der linken Projektion aufgespannte Ebene mit der xy-Ebene geschnitten. Die Schnittpunkte dieser Geraden mit den in der xy-Ebene liegenden Kegelschnitten bilden die Eingangsdaten zur Ermittlung der Raumkurven (Abb.20). Abb.21 zeigt eine vom Bildschirm abfotografierte Schnittbildung. Die rückgerechneten Raumpunkte, die auf dem Kreis liegen, (Abb.19c), stellen die gesuchte Raumkurve dar. Ebenfalls als ein Kreissegment kommt der Öffnungskreis der Hüftschale im Röntgenbild zur Darstellung (vgl. Abb.11).

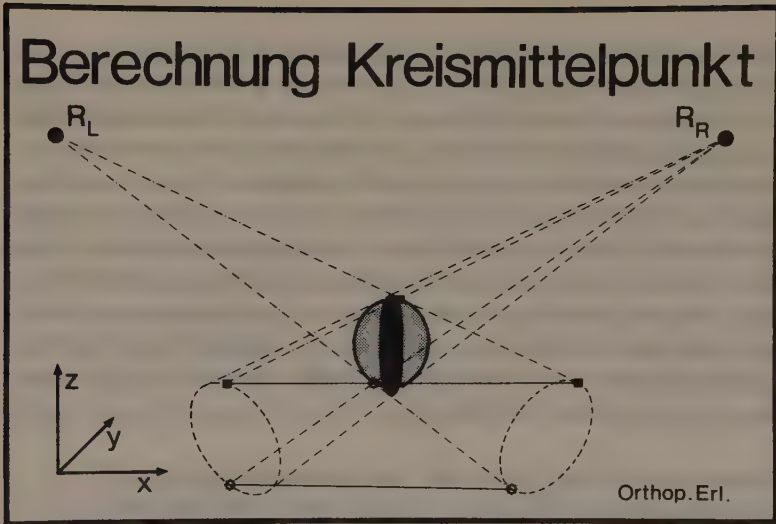


Abb. 20

Zur räumlichen Rekonstruktion eines Kreises: Die beiden Bild-ellipsen werden durch eine aus R_L , R_R und einem Punkt in der linken Projektion berechneten Ebene geschnitten und ergeben zwei unterschiedliche Raumkurven.

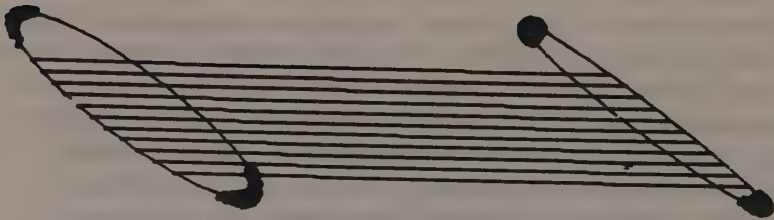


Abb. 21

Vom Bildschirm der Rechenanlage abfotografierte Schnittbildung zweier Ellipsen zur Berechnung der dreidimensionalen Raumlage des zirkulären Markierungsrings der Hüftpfanne

Auch hier wird die mit 30 bis 50 Punkten ausgemessene auf dem Bildschirm dargestellte Kontur (Abb.22) wieder durch einen ausgleichenden Kegelschnitt zu einer geschlossenen Kurve ergänzt, woraus im allgemeinen zwei Ellipsen, eine für die linke (Abb.23a) und eine für die rechte Perspektive (Abb.23b) resultieren. Die Rückrechnung auf Raumkoordinaten durch Schnittbildung (Abb.24) ergibt analog wie oben beschrieben zwei Punktmengen (Abb.25c und d), von denen die kreisförmige (Abb.25c) die Raumgeometrie der Hüftschale richtig wiedergibt.

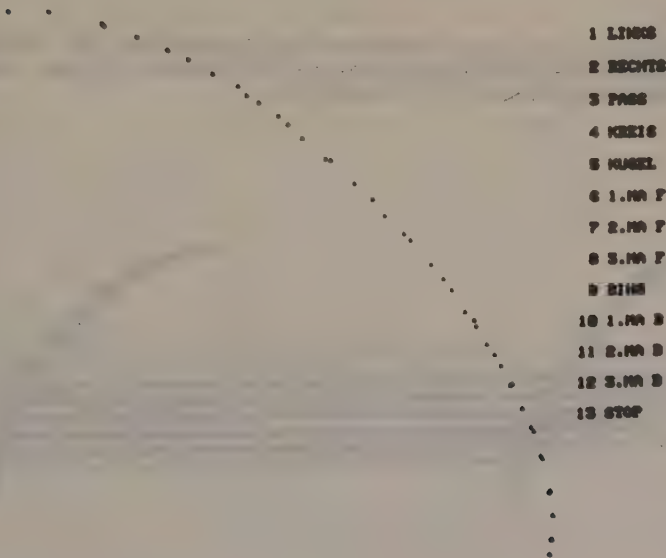


Abb. 22

Meßpunkte am Öffnungskreis der Hüftschale (Vgl. auch Abb. 11 a,b).



Abb. 23

Berechnung eines ausgleichenden Kegelschnittes zur Vervollständigung des Öffnungskreises der Hüftschale in der linken (a) und der rechten (b) Perspektive.

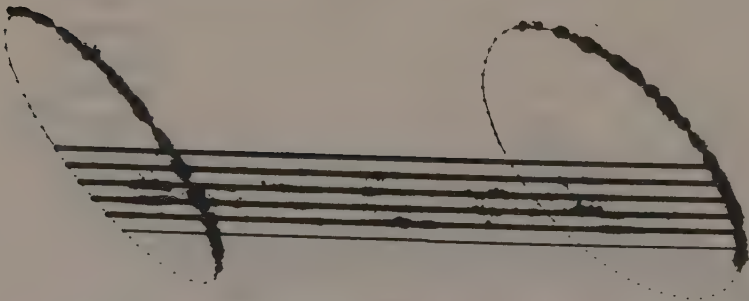


Abb. 24

Die Rückrechnung auf Raumkoordinaten des Öffnungskreises erfolgt wiederum durch Schnittbildung.

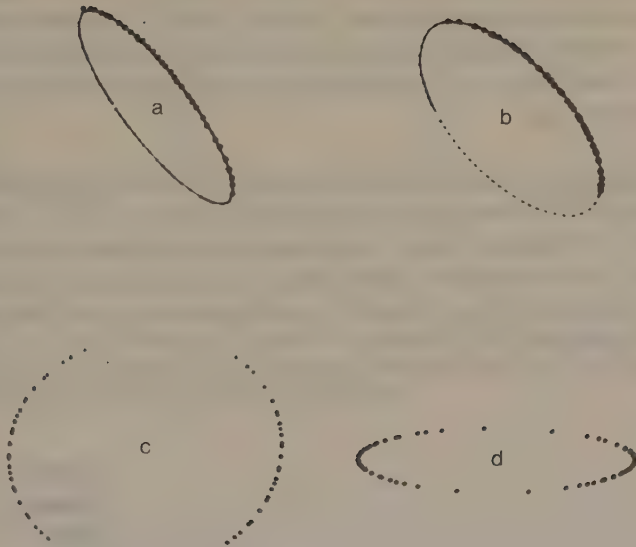


Abb. 25

Die Transformation der linken (a) und rechten (b) Perspektive des Öffnungskreise der Hüftschale auf Raumkoordinaten ergibt zwei Raumpunktkurven, eine kreisförmige (c) und eine ellipsenförmige (d). Auf Grund der bekannten tatsächlichen Raumgeometrie der Hüftschale ist die in (c) dargestellte kreisförmige Raumpunktkurve als die richtige Lösung anzusehen.

2.7.4 Kugel

Im Rahmen der SRA des femoralen Kunstgelenkteils, d.h. der Schalen- oder Schaftendoprothese, bildet sich als geometrisch konstantes Merkmal deren kugelförmige Kalotte im Röntgenlicht ab, wobei diese sich als kreisähnliche Ellipse oder als Kreis im Bild darstellen.

Nach Ausmessen der beiden Konturen durch 30 bis 50 Punkte und ihrer grafischen Darstellung auf dem Bildschirm (Abb.26) lassen sich die fehlenden Teile in beiden Perspektiven wiederum durch einen ausgleichenden Kegelschnitt ergänzen (Abb.27a und b) und durch Schnittbildung (Abb.28) auf Raumkoordinaten transformieren (Abb.29c).

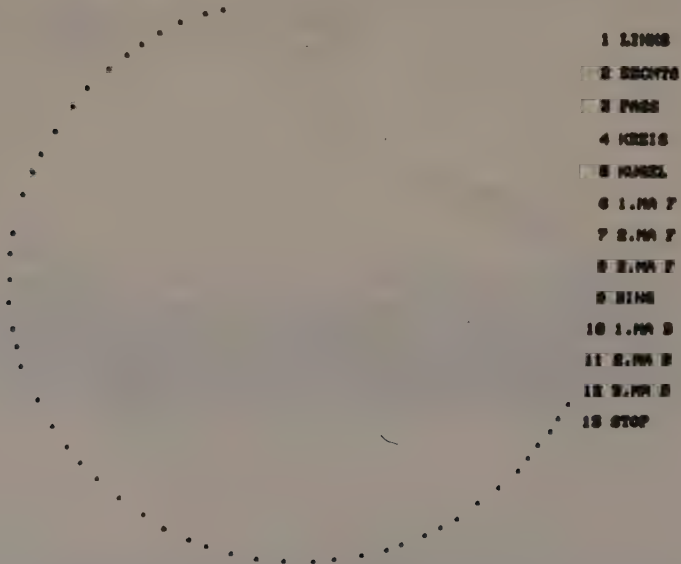


Abb. 26

Meßdatenerfassung an der Zirkumferenz der Kugel



Abb. 27

Die in der linken (a) und der rechten (b) Perspektive gemessenen Bildpunkte werden durch einen ausgleichenden Kegelschnitt zu einer geschlossenen Kurve ergänzt

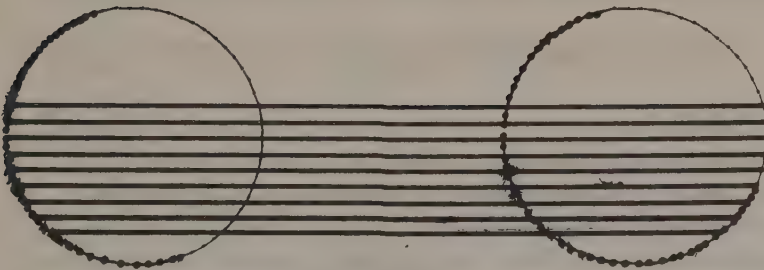


Abb. 28

Schnittbildung durch beide Perspektiven zur Berechnung der Raumkoordinaten

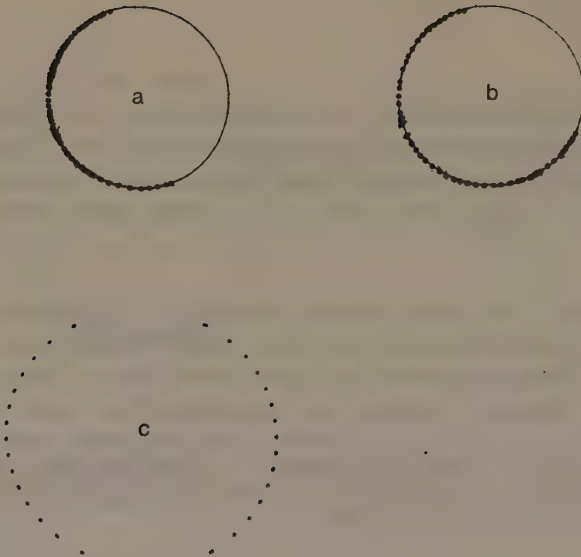


Abb. 29

Durch Rückrechnung der in (a) und (b) gezeigten zwei Perspektiven einer Schalenprothese ergibt sich die Raumpunktkurve (c).

Im Unterschied zur Kreisrekonstruktion liegen jedoch alle bis auf zwei der rückgerechneten Raumpunkte nicht auf der realen Kugeloberfläche, sondern auf einer fiktiven Konturlinie außerhalb davon (Abb.30), wobei P^* und Q^* zwei Punkte dieser im Raum gelegenen ellipsenförmigen Konturlinie und M^* den daraus errechenbaren fiktiven Mittelpunkt der Kugel darstellen. Zur Korrektur wird durch die Röhrenpositionen R_R und R_L , sowie durch den fiktiven Mittelpunkt M^* eine Ebene aufgespannt. Die in dieser Ebene liegenden, durch P^* , Q^* und die Projektionszentren R_R und R_L definierten und in Abb.31 dargestellten Winkelhalbierenden schneiden sich in dem gesuchten wahren Kugelmittelpunkt M .

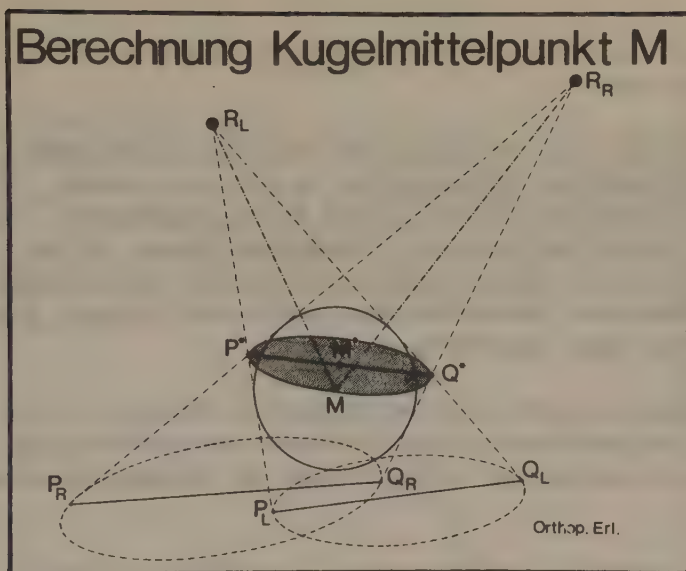


Abb. 30

Zur Berechnung des Kugelmittelpunktes M: Die rückgerechneten Raumpunkte P^* und Q^* liegen nicht auf der realen Kugeloberfläche, und liefern einen fiktiven Kugelmittelpunkt M^* .

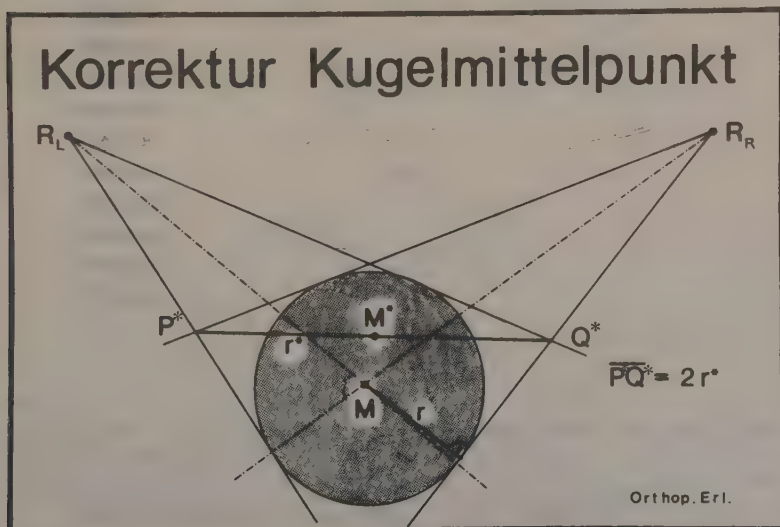


Abb. 31

Zur Korrektur des Kugelmittelpunktes werden die strichpunktiert dargestellten Winkelhalbierenden berechnet, deren Schnittpunkt den wahren Kugelmittelpunkt M ergibt.

2.7.5 Zylinder

Um für die SRA auch im coxalen und femoralen Knochenlager eindeutig anmeßbare Referenzpunkte zu erhalten, werden zylinderförmige Metallstifte in den Knochen eingebracht. Wegen der zahlreichen möglichen Projektionen können zur Rekonstruktion der Zylinder alle bisher diskutierten geometrischen Strukturen, nämlich Geraden, Kreise und Ellipsen, einschließlich ihrer Sonderfälle beitragen.

Im allgemeinen stellt sich der Zylinder im Röntgenbild als ein von zwei parallelen Geraden und zwei Kegelschnitten begrenzter Schatten dar (Abb.32). Durch die Meßpunkte kann man

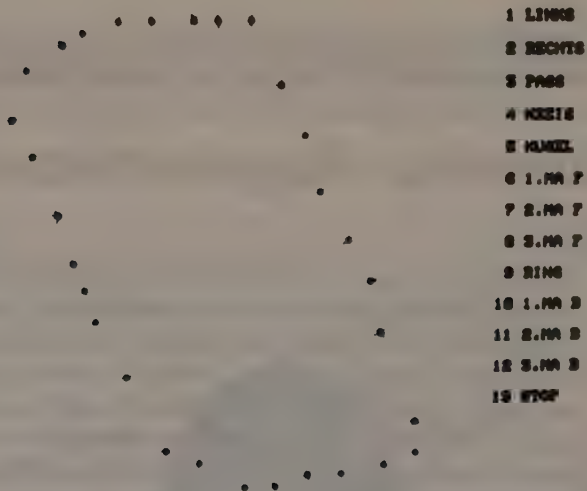


Abb. 32

Vom Bildschirm abfotografierte Meßdaten an der Kontur der zylinderförmigen Metallmarkierung

zwei die Meßfehler ausgleichende Geraden (Abb.33) und zwei ausgleichende kubische Spline-Funktionen dritten Grades legen; dazu werden die Punkte auf Polarkoordinaten transformiert, wie in Abb.34 schematisch erläutert. Auf den Randlinien werden die korrespondierenden Punkte wiederum durch Schnittbildung erzeugt (Abb.35; die beiden Projektionen sind übereinander dargestellt).

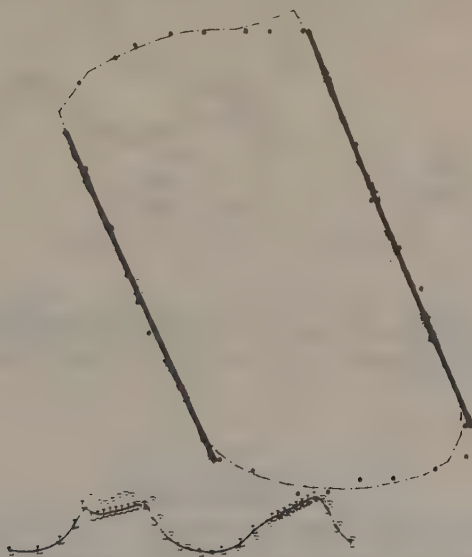


Abb. 33

Entlang der Zylinder-Längsseiten werden zwei den Meßfehler ausgleichende Geraden gelegt, an der Deck- und Bodenseite zwei ausgleichende kubische Spline-Funktionen. Dazu müssen die Meßpunkte auf Polarkoordinaten transformiert werden.

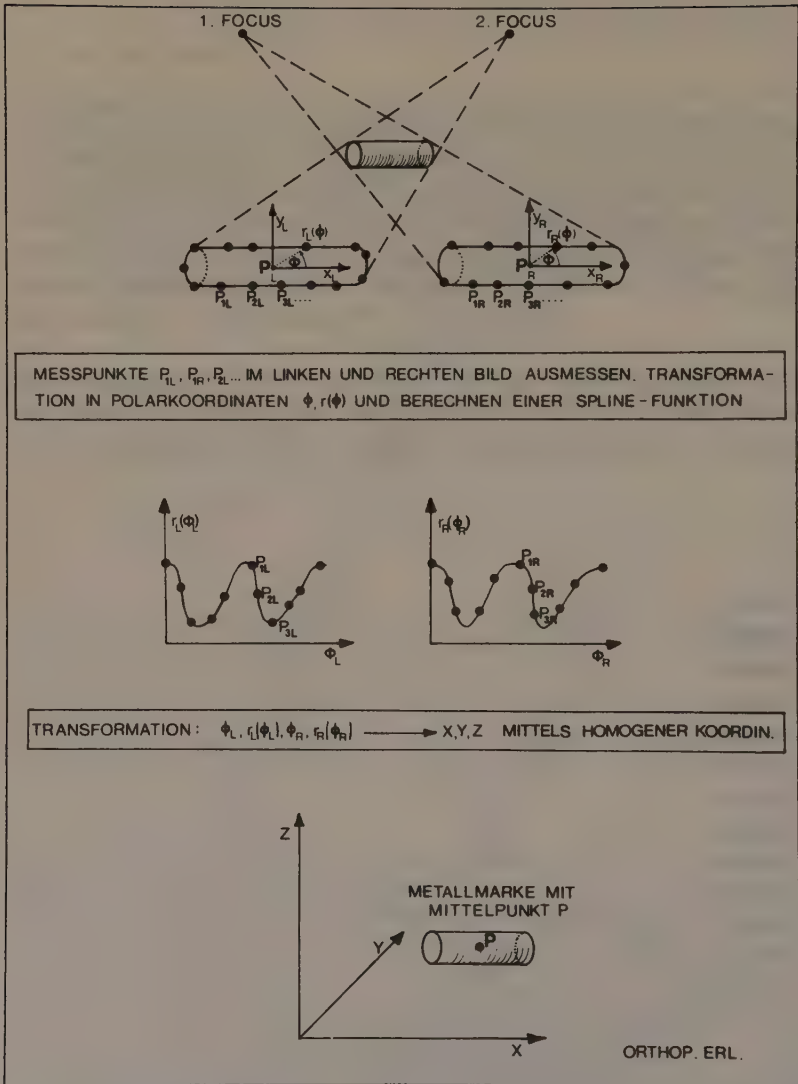


Abb. 34

Zur Transformation der Bildwerte der linken und der rechten Perspektive auf Raumkoordinaten des Metallzylinders

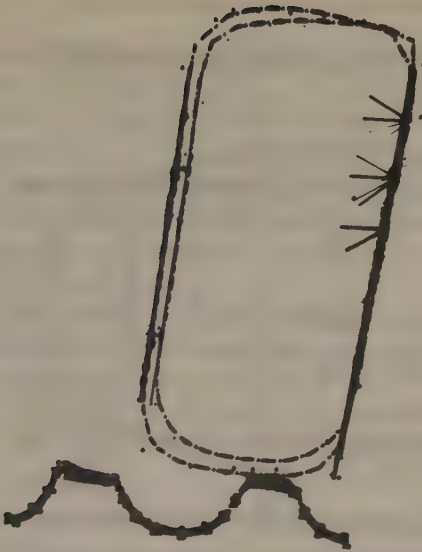


Abb. 35

Die Rückrechnung auf Raumkoordinaten erfolgt analog zu den anderen geometrischen Objekten durch Schnittbildung

In der Praxis kann es jedoch schwierig sein, zu entscheiden, welche der gemessenen und auf dem Bildschirm graphisch dargestellten Meßpunkte (Abb.32) zu den Deckseiten und welche zu den Mantelseiten des Zylinders gehören. Von mehreren speziell für diese Problem entwickelten Entscheidungskriterien erweist sich schließlich der im folgenden stichpunktartig skizzierte Algorithmus (48) zur Segmentierung der Meßmarken in Mantel- und Deckseiten als optimal (Abb.36):

SEGMENTIERUNG EINER MARKE

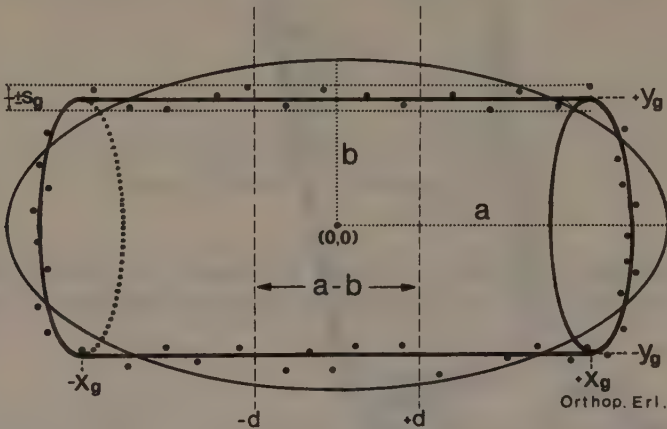


Abb. 36

Zur Segmentierung einer Marke. Näheres siehe Text

1. Ausgleichende Ellipse durch alle Punkte legen
2. Hauptachsen a, b und Mittelpunkt $(0,0)$ dieser Ellipse bestimmen
3. Falls $a-b \leq \epsilon$: Stop, die Zylinderprojektion ist entweder ein Kreis oder eine Ellipse.
4. Translation der Meßpunkte so, daß der Mittelpunkt der Ellipse im Nullpunkt zu liegen kommt; Drehung der Meßpunkte so, daß die große Halbachse a in x -Richtung liegt.
5. Ein vorläufiger Geradenbereich der Marke ergibt sich aus $d = (a-b)/2$
6. Berechnung zweier paralleler ausgleichender Geraden durch die Punkte im Intervall $[-d, +d]$, Berechnung von Mittelwerten $\pm y_g$ und Streuung s_g

7. Verlängerung der Geraden in x-Richtung durch alle Punkte, die im Intervall $[y_g - f \cdot s_g, y_g + f \cdot s_g]$ bzw. $[-y_g - f \cdot s_g, -y_g + f \cdot s_g]$ liegen; daraus ergeben sich Begrenzungspunkte $\pm x_g$ für Mantel- und Deckelseiten. Die Intervallbreite f wird geeignet vorgewählt.
8. Bei vorgegebener großer Halbachse Berechnung der kleinen Halbachsen der Ellipsen im Bereich $y \geq f \cdot s_g - y_g$ und $y \leq y_g - f \cdot s_g$ für $x > 0$ und $x < 0$.
9. Für jede Seite Berechnung des Mittelwertes m_e und Streuung s_e bezüglich x in demselben Bereich
10. Entscheidungskriterium:
 Wenn $|m_e| + s_e - |x_g| \leq s_g \cdot f$: Gerade
 sonst : Ellipse

Durch diesen Algorithmus werden die Meßpunkte des Zylinders in zwei Klassen eingeteilt: Die Punkte der beiden parallelen ausgleichenden Geraden legen die Längsachse des Zylinders im dreidimensionalen Raum fest. Durch die Punkte auf der Deck- und Bodenfläche des Zylinders werden zwei planparallele, den Meßfehler ausgleichende Ebenen gelegt. Dabei muß der Normalenvektor der Ebenen in Richtung der Zylinderlängsachse zeigen.

Den Mittelpunkt des Zylinders erhält man durch den Schnitt der aus den Mantelseiten gebildeten Mittelgeraden, sowie der aus Deck- und Bodenfläche gebildeten Mittelebene.

Bei dem zur Markierung verwendeten Zylinder von 1,5 mm Durchmesser bei 3.0 mm Länge und einem Film-Focus-Abstand von 1350 mm resultiert unter Verwendung des diskutierten Segmentierungsprogramms ein mittlerer Fehler bei der Bestimmung der ausgleichenden Kontur-Geraden und -Ellipsen von ≤ 0.03 mm.

Abb. 37 und 38 zeigen zwei unterschiedliche, vom Bildschirm der Rechenanlage abfotografierte Perspektiven der Markierungen mit entsprechender Segmentierung und Schnittbildung der räumlichen Rekonstruktion.

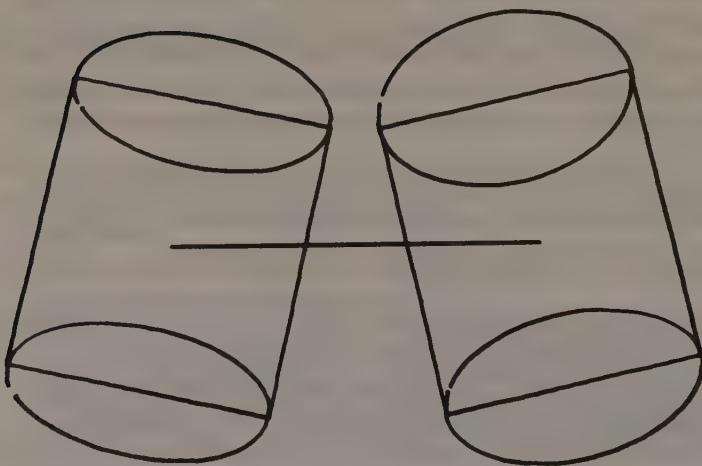


Abb. 37

Segmentierung einer Marke und räumliche Rückrechnung

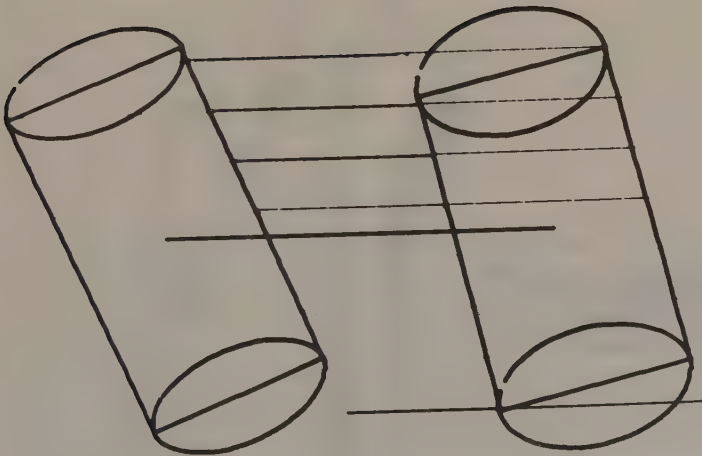
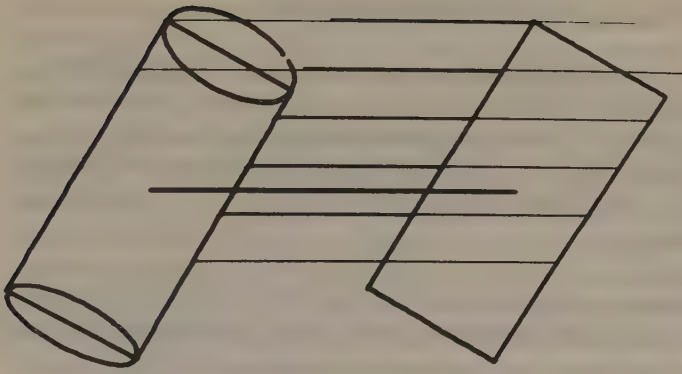


Abb. 38

Segmentierung einer Marke und räumliche Rückrechnung

2.8 Meßgrößen zur Lokalisationsdiagnostik

Die Kenntnis der Hüftbeanspruchung ermöglicht Rückschlüsse auf die Lockerungsmechanismen des Kunstgelenkes. Wie die Prothesenteile des Hüftgelenkes beansprucht werden, läßt sich aus biomechanischen Untersuchungen von PAUWELS am natürlichen Gelenk (83), sowie aus den Arbeiten von PAUL (82) und RYDELL (91) ableiten:

Auf die Pfanne als Verankerungsteil wirken Druck- und Schubkräfte, auf die Schaftprothese Druck- und Scherkräfte (Abb.39).

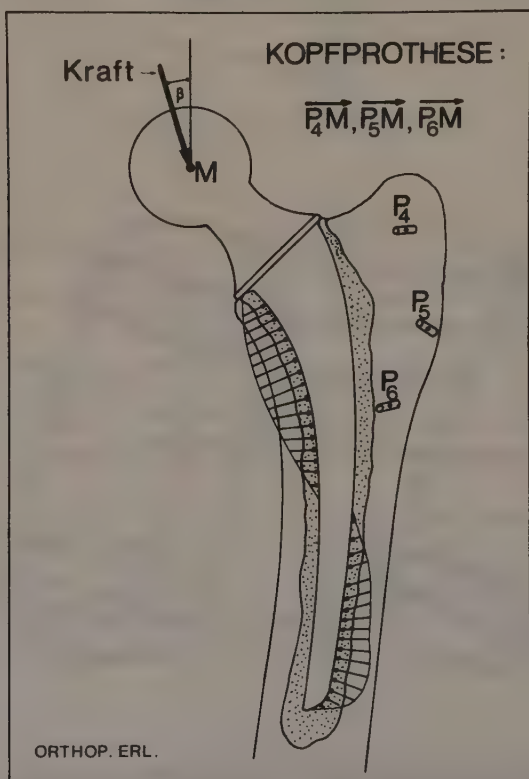


Abb. 39

Biomechanische Beanspruchung einer Schaftprothese

Die Hüftresultierende, die zu jeder Schrittphase auf das Gelenk übertragen wird, wirkt varisierend auf die Prothese ein. Eine Lockerungsmöglichkeit ist in Abb.40 dargestellt: Die Prothese stützt sich in den distalen Abschnitten des Zementhöckers ab, sodaß eine Drehbewegung mit Drehpunkt D_1 an der Schaftspitze resultiert. Eine andere mögliche Lockerungsform ist in Abb.41 dargestellt: Bei intakter medialer Abstützung des Implantates durch die Femurcorticalis dient diese als Drehpunkt D_2 der Lockerungsbewegung. Bei anderen denkbaren Lockerungsformen kann der Drehpunkt D zwischen diesen beiden Grenzfällen liegen. In jedem Fall wird der Kopf der Prothese eine Verschiebung erleiden. Um die Bewegung der Prothese zu diagnostizieren, ist es also hinreichend, eine Bewegung des Prothesenkopfes nachzuweisen.

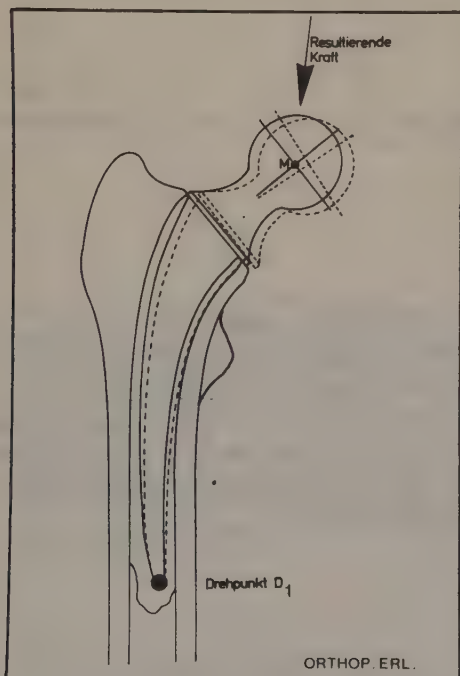


Abb. 40

Mögliche Lockerungsform
einer Schaftprothese
mit Auslockerung
des proximalen Schaftanteils

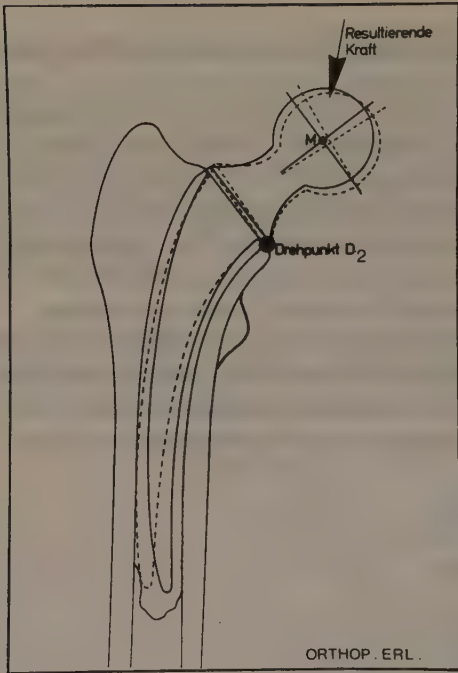


Abb. 41

Mögliche Lockerungsform
einer Schaftprothese
mit Auslockerung
des distalen Schaftanteils

Im Falle einer Lockerung der Hüftpfanne kommt es zu einer Verlagerung des zirkulären Markierungsdrahtes, wobei sich alle Bewegungen, außer der als hypothetisch zu betrachtenden Rotationslockerung um die Symmetrieachse $\vec{S}$ (Abb.42), diagnostisch erfassen lassen. Hinreichend ist die Bestimmung einer Verlagerung des Mittelpunktes N des vom Markierungsring aufgespannten Kreises im dreidimensionalen Raum.



Abb. 42

Meßpunkte N_i ($i=1,2,3\dots$) an der Hüftpfanne

Analog wie bei der Hüftpfanne ist dies auch möglich, durch Berechnung des Kugelmittelpunktes M bzw. des Öffnungskreismitelpunktes Q der Schalenprothese eine Symmetrieachse $\vec{T}$ zu definieren (Abb.43), welche es gestattet, alle Verlagerungen, insbesondere das klinisch wichtige Abkippen der Schale im Varus-Sinne bzw. ein Einstauchen auf den Schenkelhals zu erfassen. Auch hier entgeht lediglich eine isolierte Drehung um die Symmetrieachse $\vec{T}$ der Beobachtung.

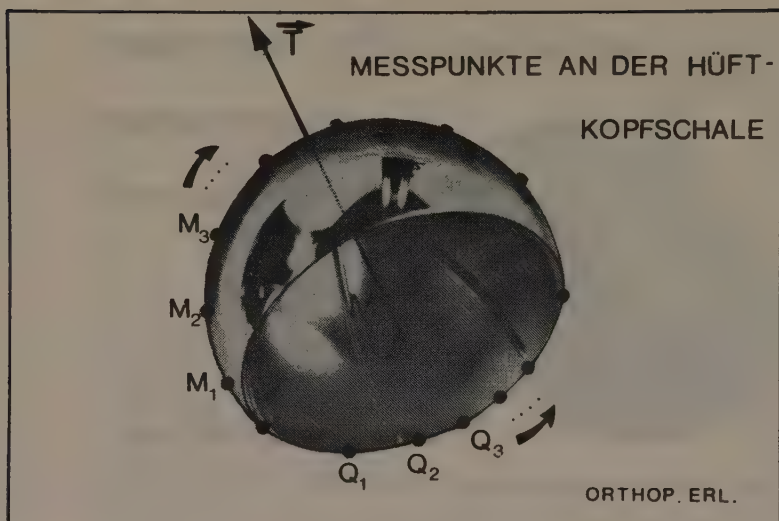


Abb. 43

Meßpunkte M_i und Q_i ($i=1,2,3 \dots$) an einer Hüftkopfschale

2.9 Vergleichbarkeit der Meßdaten

Welche quantitativen Befunde lassen sich nun erheben und wie kann man diese Befunde anschaulich und in leicht interpretierbarer Form der klinischen Routine nutzbar machen?

Dazu muß man sich zunächst die beiden im Rahmen einer Lockerungsbeurteilung eines alloplastischen Hüftersatzes grundsätzlich möglichen klinischen Fragestellungen vergegenwärtigen:

1. Hat sich gegenüber einem früheren Röntgenbefund - etwa dem postoperativen - im aktuell angefertigten Röntgenbild eine Befundänderung (z.B. in Form eines Resorptions-saumes) ergeben, die auf eine Verlagerung des Kunstgelenks schließen läßt? (Längsschnitt - Fragestellung)
2. Läßt sich - bei klinisch gegebenem Lockerungsverdacht - durch die Anfertigung von Funktionsaufnahmen (z.B. unter dem Bildwandler) eine Verlagerung des Implantats verifizieren? (Querschnitt - Fragestellung)

Beiden Fragestellungen ist gemeinsam, daß zwei unterschiedliche Röntgenbefunde miteinander verglichen werden: Im Falle des Längsschnittansatzes ist das eine Kontrollaufnahme, die zum Zeitpunkt t (z.B. postoperativ) angefertigt wurde, die mit einem zum Zeitpunkt t' (z.B. nach 6 Monaten) angefertigten Röntgenbild verglichen wird; im Falle des Querschnittansatzes wird eine Röntgenaufnahme z.B. in Abduktionshaltung der endoprothetisch versorgten Extremität mit einer zweiten Röntgenaufnahme verglichen, die z.B. in Adduktionshaltung angefertigt wurde.

Die entscheidende Voraussetzung für die Vergleichbarkeit der Meßdaten ist, daß die Referenzmeßpunkte im Knochen in den beiden zu vergleichenden Aufnahmen die gleichen sind, das heißt, daß sich die Metallmarkierungen im Knochen zwischen den Aufnahmen nicht verlagern. Um bereits kleinste Verlagerungen dieser Metallmarken sicher zu erkennen, wird bei jedem Bildpaar-Vergleich zunächst die Relativlage der drei Metallzylinder im Raum berechnet, wie in Abb.44 für die drei femoralen Markierungen 4,5,6 dargestellt: Jeder Zylinder wird durch drei Raumkoordinaten und zwei Orientierungswinkel ϕ_i, ω_i ($i = 4,5,6$) im Raum festgelegt. Damit lassen sich sowohl translatorische als auch rotatorische Verlagerungen einer Metallmeßmarke vor Beginn der SRA-Rechnung erkennen, und das Programm gibt eine Fehlermeldung aus. Wie in Abschnitt 3.1.1 noch erläutert wird, war es in eindreiviertel-jähriger Beobachtungszeit (1.9.1977 - 31.5.1979) erst in einem Fall zu einem Wandern

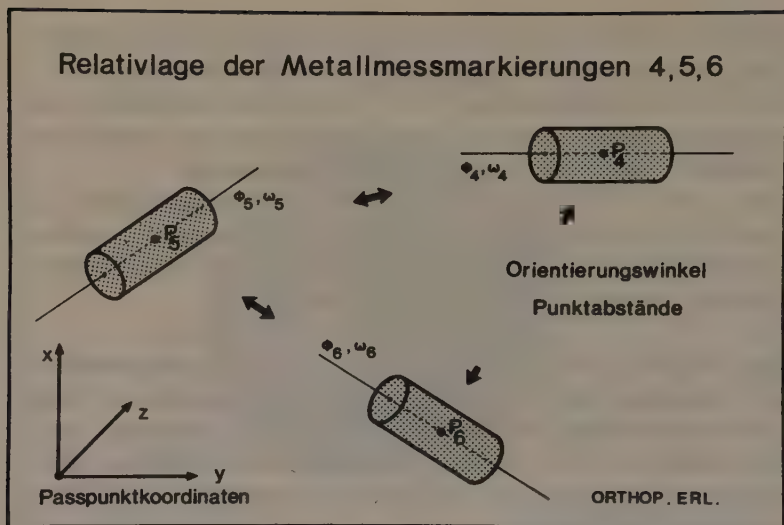


Abb. 44

Bestimmung der Relativlage der im Knochen verankerten Metallmarken: Die Berechnung ihrer Orientierungswinkel und Schwerpunkt-Abstände liefert 15 Lokalisationsparameter, die eine etwaige Verlagerung der Marken im Raum genau anzeigen.

einer in den Knochen eingebrachten Markierung gekommen, und zwar lag bei diesem Patienten die Marke im Grenzsaum zwischen Knochen und Knochenzement. Sie war nach Auslockerung in den Resorptionssaum gefallen und distalwärts gewandert. Bei neun weiteren Patienten lagen eine oder mehrere Markierungen nicht im Knochen, sondern in den Weichteilen und waren somit ebenfalls nicht als Fixpunkte verwendbar.

2.9.1 Kontrollparameter

Im folgenden sollen die im Rahmen der SRA durchgeführten mathematischen Berechnungen an zwei aufeinander folgenden Röntgenaufnahmen einer Kunstgelenkpfanne erläutert werden, wobei das erste Stereobild zum Zeitpunkt t , das zweite Stereobild zum Zeitpunkt t' aufgenommen wurde (86a). Ziel der Untersuchung ist die Bestimmung von Betrag und Richtung einer im Zeitraum $t = t' - t$ eventuell stattgehabten Bewegung der Hüftpfanne und damit der Nachweis einer Verlagerung des Punktes N . Abb.45 zeigt die zu erhebenden Befunde bei einer Halbjahres-In praxi resultieren jedoch durch Aufnahme - und Auswertefehler, Metallmarken im periprotetischen Knochenlager mit ihren Mittelpunkt P_1, P_2, P_3 in der ersten Aufnahme (zum Zeitpunkt t) und P_1', P_2', P_3' in der zweiten Aufnahme (zum Zeitpunkt t') spannen zwei Dreiecke auf, welche zur Lokalisationsdiagnostik

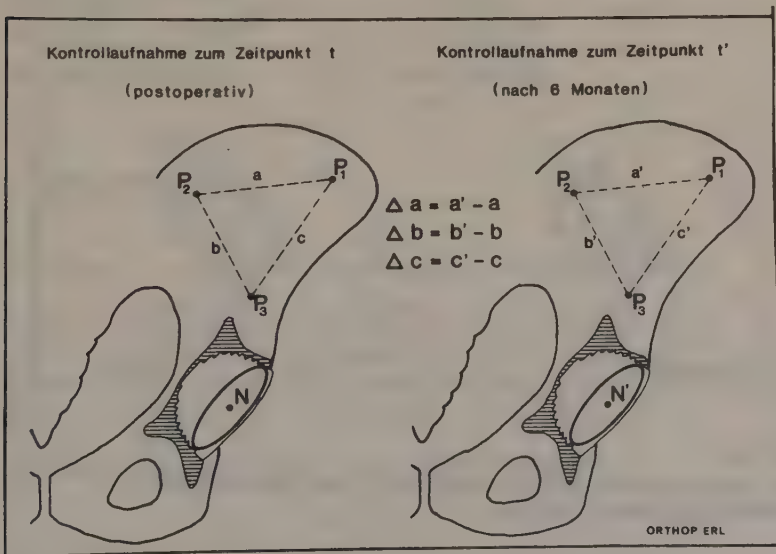


Abb. 45

Zur Vergleichbarkeit unterschiedlicher SRA-Befunde: Genauigkeitsparameter $\Delta a, \Delta b, \Delta c$

notwendig und hinreichend sind. Theoretisch lassen sich diese beiden Dreiecke zur Deckung bringen, d.h. $\Delta a = \Delta b = \Delta c = 0$. In praxi resultieren jedoch durch Aufnahme - und Auswertefehler, auf die im Kapitel 3 näher eingegangen wird, Abstandsdifferenzen, sodaß $\Delta a \neq 0$, $\Delta b \neq 0$ und $\Delta c \neq 0$ sind. Diese Abstandsdifferenzen sind die aktuellen Genauigkeitsparameter für den Vergleich dieser zwei Stereobilder. Je größer die Abstandsdifferenzen, umso schlechter die Messung und umso schlechter die Diskriminanz einer eventuell tatsächlich stattgehabten Verlagerung des Implantats vom methodisch bedingten Meßfehler.

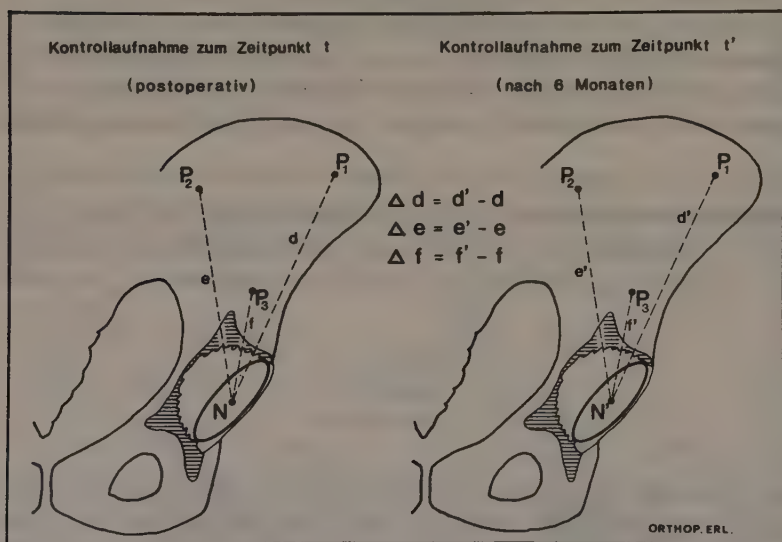


Abb. 46

Zur Vergleichbarkeit unterschiedlicher SRA-Befunde:
Abstandsparameter Δd , Δe , Δf

DOKUMENTATIONSBOGEN FUER FUNKTIONSAUFNAHMEN

1. PERSONALDATEN

NAME XXXXXXXXXX
 VORNAME GERTRUD
 GEBURTSTAG (TAG, MONAT, JAHR) 24.11.10
 GESCHLECHT (1=MAENNL., 2=WEIBL.) 2

2. MARKIERUNG UND PROTHESE

	LINKS	RECHTS
METALLMARKEN IN FEMUR	3	
METALLMARKEN IM BECKEN	3	
PROTHESE	PFANNE LINKS	

3. FUNKTIONSAUFNAHMEN

DATUM DER AUFNAHMEN 9.3.79
 ART DER 1. AUFNAHME ADDUKTION
 ART DER 2. AUFNAHME ABDUKTION

4. ERGEBNISSE

ABSTAENDE 1. AUFNAHME 2. AUFNAHME DIFFERENZEN

P1-P2	a-43.03 MM	a' 42.90 MM	$\Delta a -0.12$ MM	} Kontrollparameter
P1-P3	c 48.01 MM	c' 47.86 MM	$\Delta c -0.16$ MM	
P2-P3	b 30.28 MM	b' 30.18 MM	$\Delta b -0.10$ MM	
P1-N	d 74.13 MM	d' 73.82 MM	$\Delta d -0.31$ MM	
P2-N	e 100.07 MM	e' 99.36 MM	$\Delta e -0.71$ MM	
P3-N	f 78.71 MM	f' 77.93 MM	$\Delta f -0.79$ MM	

MINIMALE MARKENABSTAENDE NACH LAGEOPTIMIERUNG

P1	P2	P3	Tab. 3
0.09 MM	0.05 MM	0.08 MM	

DIE LOCKERUNG BETRAEGT 1.06 MM

DIE VERLAGERUNG DER PROTHESE ERFOLGTE IN

CAUDO-CRANIALER RICHTUNG UM	0.62 MM
MEDIO-LATERALER RICHTUNG UM	0.37 MM
VENTRO-DORSALER RICHTUNG UM	0.75 MM

Als nächstes werden die Abstände zwischen den Meßpunkten P_1 , P_2 , P_3 im Implantatlager und dem Mittelpunkt N des kreisförmigen Markierungsringes der Hüftpfanne in der zum Zeitpunkt t angefertigten Röntgenaufnahme berechnet und mit den Abständen zwischen P_1' , P_2' , P_3' und N' im zum Zeitpunkt t' angefertigten Röntgenbild verglichen (Abb.46). Die entsprechend berechneten Lockerungsparameter, nämlich Δd , Δe , Δf beinhalten die Information über eine eventuelle Verlagerung des Meßpunktes N und damit der Hüftpfanne.

Die Lockerungsparameter Δd , Δe , Δf ergeben in Relation zu den Genauigkeitsparametern Δa , Δb , Δc einen Hinweis auf eine Lockerung; alle sechs Kontrollparameter werden auf dem Dokumentationsbogen (Tab.3) ausgegeben und gestatten vor allem Rückschlüsse auf die Lage der in den Knochen eingebrachten Markierungen und eine Kontrolle der einzelnen Rechenschritte des Programms.

Analog lassen sich Kontrollparameter für die Lokalisationsdiagnostik der femoralen Kunstgelenkteile berechnen, und zwar sowohl für Schaftprothesen (Abb.47 und 48) als auch bei Hüftkopfschalen (Abb.49 und 50). Die resultierenden Genauigkeitsparameter Δg , Δh , Δi und die Lockerungsparameter Δj , Δk , Δl werden analog im Dokumentationsbogen niedergelegt (Tab.3).

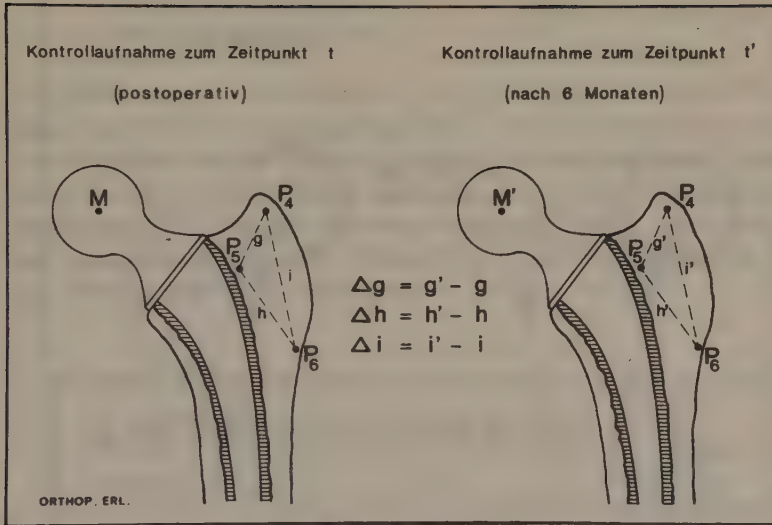


Abb. 47

Genauigkeitsparameter Δg , Δh , Δi bei einer Schaftprothese

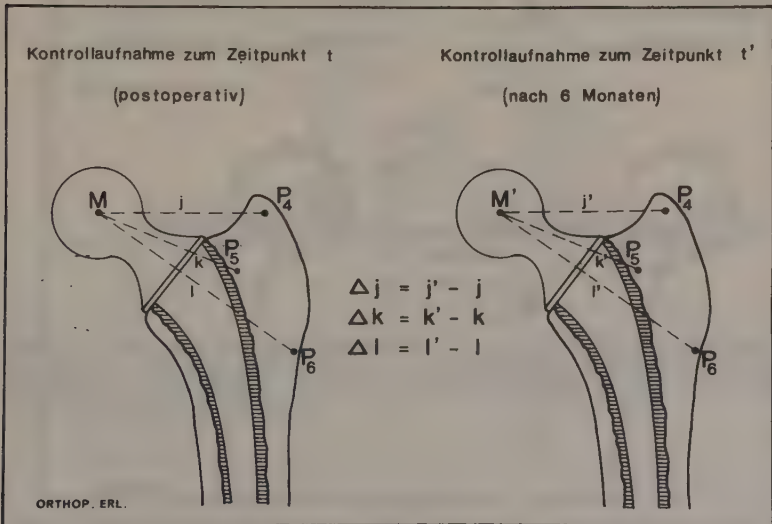


Abb. 48

Lockerungsparameter Δi , Δk , Δl bei einer Schaftprothese

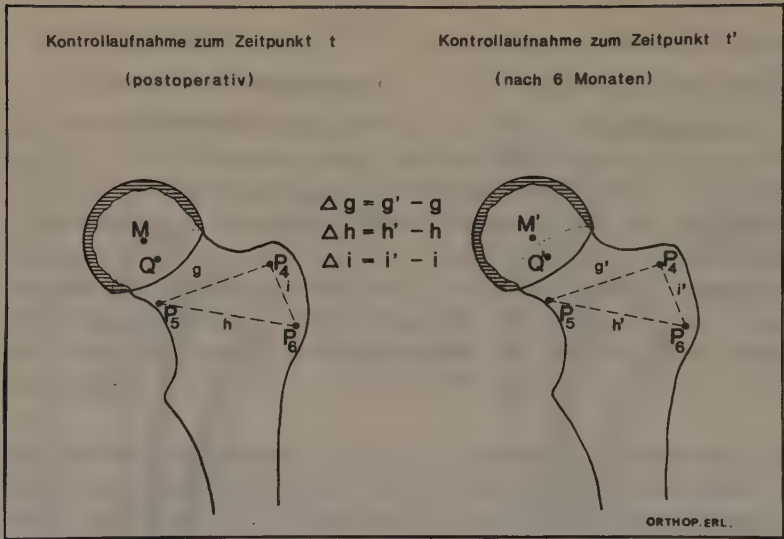


Abb. 49

Genauigkeitsparameter $\Delta g, \Delta h, \Delta i$ bei einer Schalenprothese

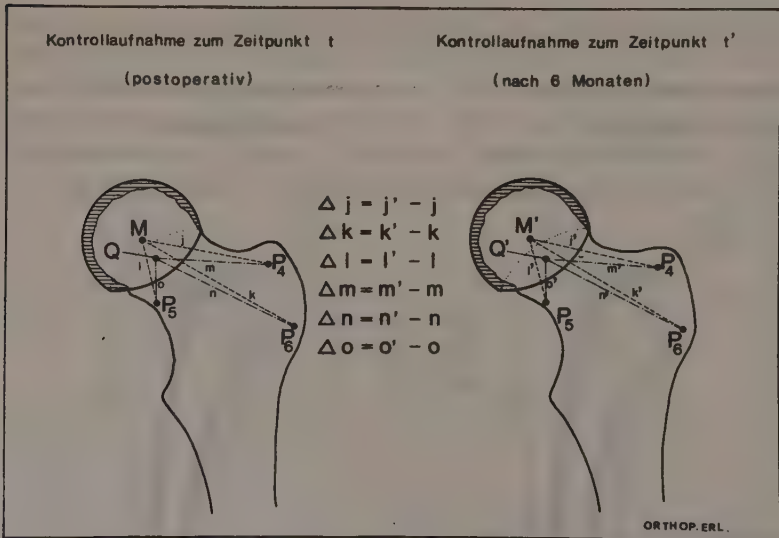


Abb. 50

Lockerungsparameter $\Delta j, \Delta k, \Delta l, \Delta m, \Delta n, \Delta o$ bei einer Schalenprothese

2.9.2 Der Lockerungsvektor $\vec{v}$

Die Kenntnis der im Abschnitt 2.9.1 diskutierten Kontrollparameter stellt die Voraussetzung dar, um eine quantitative Lokalisationsdiagnostik alloplastischer Hüftimplantate zu ermöglichen. Eine eindeutige und einfache Interpretation der Kontrollparameter ist jedoch schwierig, und zwar sowohl hinsichtlich der Genauigkeit als auch hinsichtlich der klinischen Wertigkeit der daraus möglichen Aussagen.

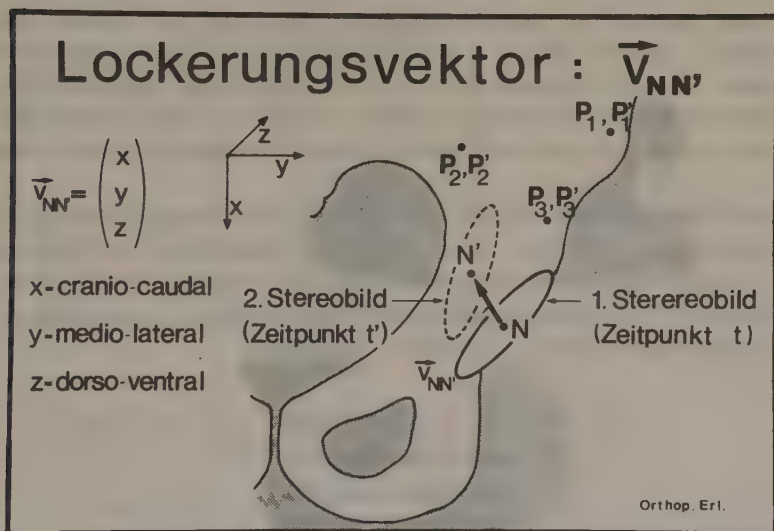


Abb. 51

Definition des Lockerungsvektors $\vec{v}_{NN'}$. Der Lockerungsvektor gestattet eine komponentenweise Beurteilung einer eventuellen Implantatverlagerung bezüglich der vertikalen, transversalen und sagittalen Richtung.

Um in der klinischen Routineanwendung eine unmittelbare topographisch - anatomische Interpretation der SRA-Befunde zu ermöglichen, wurde der Begriff des Lockerungsvektors $\vec{v}$ konzipiert. Das mathematische procedere zu seiner Berechnung sei wiederum am Beispiel einer Längsschnittuntersuchung erläutert, d.h. der Beurteilung zweier Röntgenaufnahmen einer Hüftpfanne zum Zeitpunkt t und t' (Abb.51).

Im ersten Stereobild zum Zeitpunkt t habe der Markierungsdraht der Hüftpfanne den Mittelpunkt N, im zweiten Stereobild zum Zeitpunkt t' sei es zu einer Verlagerung des Mittelpunktes von N nach N' gekommen; N und N' werden dann durch einen Vektor $\vec{v}_{NN'}$ im dreidimensionalen Raum miteinander verbunden. Dieser Vektor sei im folgenden "Lockerungsvektor" genannt, da er die numerische Information einer mathematisch festgestellten Lockerung enthält, obwohl er keine Auskunft über die klinische Wertigkeit dieser Lockerung zu geben vermag.

Befindet sich der Patient bei der ersten Röntgenaufnahme in Normallage, (Abb.52), d.h. die Körperlängsachse ist parallel zu einer Paßpunktkoordinatenachse, so können die drei Komponenten des Lockerungsvektors topographisch - anatomisch interpretiert werden, und zwar bedeuten:

x= cranio-caudal
-x= caudo-cranial
y= medio-lateral
-y= latero-medial
z= dorso-ventral
-z= ventro-dorsal

Alle SRA-Berechnungen, über die in dieser Arbeit berichtet wird, wurden mit dieser Interpretation durchgeführt, wobei durch entsprechende Auswahlkriterien im Computerprogramm berücksichtigt wird, ob die linke oder die rechte Hüfte

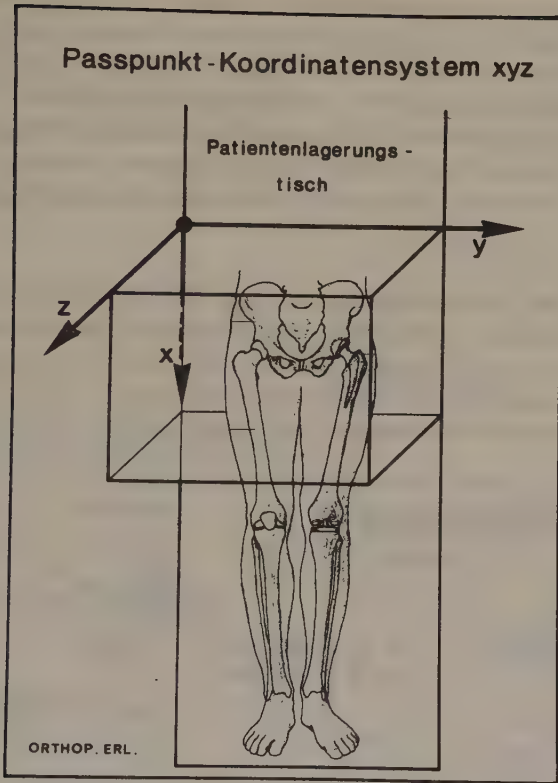


Abb. 52

Zur Definition der Normallage des Patienten:
Von dieser Normallage, bei der die Körperlängsachse parallel zur x-Achse des Passpunkt-Koordinatensystems xyz liegt, ausgehend, lassen sich die Komponenten des Lockerungsvektors topographisch-anatomisch interpretieren.

alloplastisch ersetzt wurde, da es dann zu einer Vorzeichen-
änderung von y nach $-y$ lateral/medial kommt. Im Dokumentations-
bogen selbst erscheint als zusammenfassende Beurteilung des
Gesamtbefundes unter Angabe der Seitenlokalisation lediglich
die topographisch-anatomischen Lockerungskomponenten mit einer
Zahlenangabe in Millimetern, die ein quantitatives Maß für
die Lockerung in eine bestimmte Richtung angibt (Tab.4).
Auf diese Art wird ein praxisnahes und anschauliches Resultat
erhalten.

Zur Berechnung des Lockerungsvektors $\vec{v}_{NN'}$, ist ein mathemati-
scher Fehlerausgleich notwendig, um den Einfluß der Meßfehler
auf das Resultat zu minimieren (66a). Dabei geht man wie folgt
vor (Abb.53): Zunächst wird eine Ebene durch P_1', P_2', P_3'
im zweiten Stereobild berechnet und anschließend durch eine

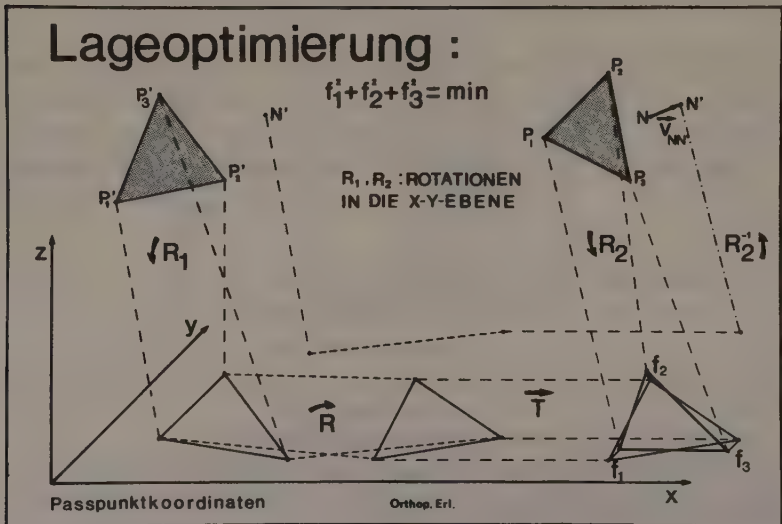


Abb. 53

Lageoptimierung zur Berechnung des Lockerungsvektors $\vec{v}_{NN'}$.
Näheres siehe Text.

DOKUMENTATIONSBOGEN FÜR FUNKTIONSAUFNAHMEN

1. PERSONALDATEN

NAME XXXXXXXXXX
 VORNAME GERTRUD
 GEBURTSTAG (TAG, MONAT, JAHR) 24.11.10
 GESCHLECHT (1=MAENNL., 2=WEIBL.) 2

2. MARKIERUNG UND PROTHESE

	LINKS	RECHTS
METALLMARKEN IN FEMUR	3	
METALLMARKEN IM BECKEN	3	
PROTHESE	PFANNE LINKS	

3. FUNKTIONSAUFNAHMEN

DATUM DER AUFNAHMEN 9.3.79
 ART DER 1. AUFNAHME ADDUKTION
 ART DER 2. AUFNAHME ABDUKTION

4. ERGEBNISSE

ABSTAEUNDE	1. AUFNAHME	2. AUFNAHME	DIFFERENZEN
P1-P2	43.03 MM	42.90 MM	-0.12 MM
P1-P3	48.01 MM	47.84 MM	-0.16 MM
P2-P3	30.28 MM	30.18 MM	-0.10 MM
P1-N	74.13 MM	73.82 MM	-0.31 MM
P2-N	100.07 MM	99.36 MM	-0.71 MM
P3-N	78.71 MM	77.93 MM	-0.77 MM

MINIMALE MARKENABSTAEUNDE NACH LAGEOPTIMIERUNG

P1	P2	P3
0.09 MM	0.05 MM	0.08 MM

DIE LOCKERUNG BETRÄGT 1.06 MM

DIE VERLAGERUNG DER PROTHESE ERFOLGTE IN

CAUDO-CRANIALER RICHTUNG UM	0.62 MM
MEDIO-LATERALER RICHTUNG UM	0.37 MM
VENTRO-DORSALER RICHTUNG UM	0.78 MM

Lockerungsvektor

Rotation R_1 in die xy -Ebene rotiert. Dadurch bilden sich die Punkte P_i' auf $(x_i', y_i', 0)$ ($i = 1, 2, 3$) ab. Anschließend wird analog durch P_1, P_2, P_3 eine Ebene gelegt und durch eine Rotation R_2 ebenfalls in die xy -Ebene rotiert. Dadurch bilden sich die P_i auf $(x_i, y_i, 0)$ ($i = 1, 2, 3$) ab. Die beiden durch P_i und P_i' ($i = 1, 2, 3$) aufgespannten Meßmarkendreiecke liegen nunmehr in derselben Paßpunktkoordinatenebene. Jetzt läßt sich eine Rotation R und eine Translation T in der Ebene so bestimmen, daß die Summe der Abstandsquadrate zwischen den im Knochen liegenden Meßpunkten im ersten und im zweiten Bild minimal wird (Abb.54), d.h.:

$$S = f_1^2 + f_2^2 + f_3^2 = \min.$$

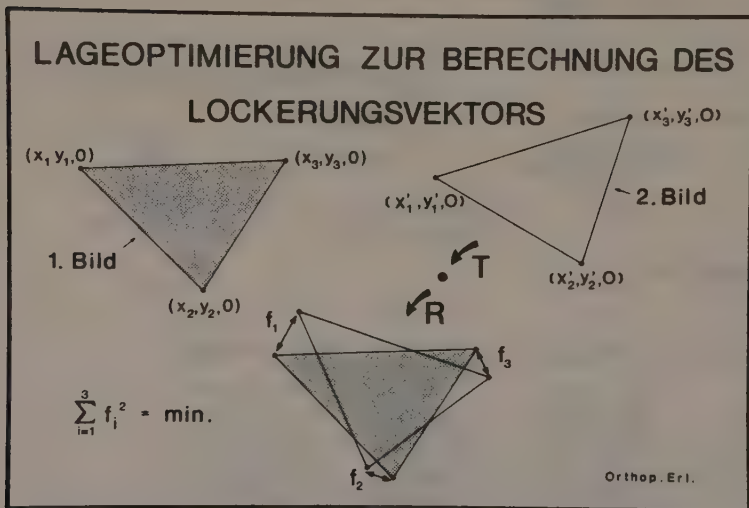


Abb. 54

Minimierung der Punktabstände f_1, f_2, f_3 zur Lageoptimierung

wobei die f_i definiert sind als

$$f_i = \begin{pmatrix} \delta_i \\ \epsilon_i \\ 0 \end{pmatrix} = R \cdot \begin{pmatrix} x'_i \\ y'_i \\ 0 \end{pmatrix} + T - \begin{pmatrix} x_i \\ y_i \\ 0 \end{pmatrix}$$

Die Rotation R und die Translation T sind gegeben durch

$$R = \begin{pmatrix} \cos \gamma & -\sin \gamma & 0 \\ \sin \gamma & \cos \gamma & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad T = \begin{pmatrix} t_x \\ t_y \\ 0 \end{pmatrix}$$

Die optimalen Werte t_x , t_y für die Translation T, sowie γ für die Rotation R erhält man unter der Bedingung, daß

$$\frac{\partial S}{\partial \gamma} = 0 \quad \frac{\partial S}{\partial t_x} = 0 \quad \frac{\partial S}{\partial t_y} = 0$$

Daraus ergeben sich die optimalen Werte t_x , t_y und γ zu

$$t_x = \frac{1}{3} \cdot (x_1 + x_2 + x_3 + (y'_1 + y'_2 + y'_3) \cdot \sin \gamma - (x'_1 + x'_2 + x'_3) \cdot \cos \gamma)$$

$$t_y = \frac{1}{3} \cdot (y_1 + y_2 + y_3 - (y'_1 + y'_2 + y'_3) \cdot \cos \gamma - (x'_1 + x'_2 + x'_3) \cdot \sin \gamma)$$

$$\gamma = \arccot \left(\frac{\frac{1}{3} \cdot \sum_{i=1}^3 x_i \cdot \sum_{i=1}^3 x'_i + \frac{1}{3} \cdot \sum_{i=1}^3 y_i \cdot \sum_{i=1}^3 y'_i - \sum_{i=1}^3 (x_i \cdot x'_i + y_i \cdot y'_i)}{\frac{1}{3} \cdot \sum_{i=1}^3 y_i \cdot \sum_{i=1}^3 x'_i - \frac{1}{3} \cdot \sum_{i=1}^3 x_i \cdot \sum_{i=1}^3 y'_i + \sum_{i=1}^3 (x_i \cdot y'_i - x'_i \cdot y_i)} \right)$$

Der Mittelpunkt N' der zweiten Aufnahme läßt sich mit dem Mittelpunkt N der ersten Aufnahme vergleichen, wenn man die Rotation R_1 , die Rotation R , die Translation T und schließlich die Rückrotation R_2^{-1} durchführt (Vgl. Abb.53). Der gesuchte Lockerungsvektor $\vec{v}_{NN'}$ ist dann gegeben durch:

$$\vec{v}_{NN'} = (R_2^{-1} \circ T \circ R \circ R_1 \circ \vec{n}) - \vec{n}$$

wobei $\vec{n}$ und $\vec{n}'$ die Ortsvektoren der Punkte N und N' sind.

$$\vec{n} = \begin{pmatrix} x_N \\ y_N \\ z_N \end{pmatrix} \quad \vec{n}' = \begin{pmatrix} x_{N'} \\ y_{N'} \\ z_{N'} \end{pmatrix}$$

Analog wie bei der coxalen Alloplastik lassen sich mittels der SRA Lockerungsvektoren für die femoralen Kunstgelenkanteile ableiten. Im Fall der Schaftprothese tritt ein Lockerungsvektor $\vec{v}_{MM'}$ auf (Abb.55), bei der Schalenprothese lassen sich im Prinzip zwei Lockerungsvektoren $\vec{v}_{MM'}$ und $\vec{v}_{QQ'}$ (Abb.56), entsprechend des Mittelpunktes M der Hüftkopfschale und des Mittelpunktes Q des Öffnungskreises ableiten; die klinische Erfahrung zeigt jedoch, daß zur Lokalisationsdiagnostik einer Schalenprothese der Vektor $\vec{v}_{MM'}$ im allgemeinen die klinisch gewünschte Information bereits vollständig enthält.

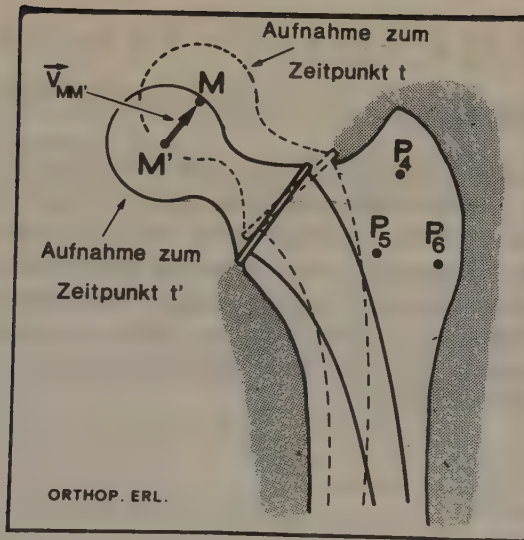


Abb. 55

Definition des Lockerungsvektors $\vec{v}_{MM'}$ einer Schaftprothese

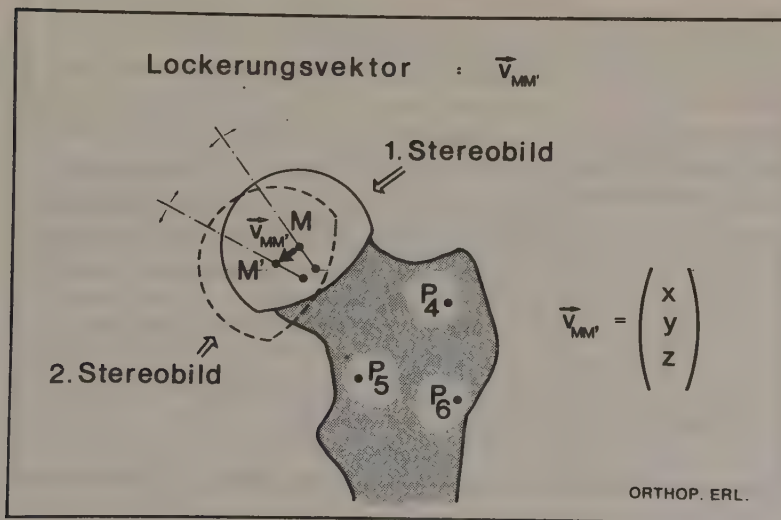


Abb. 56

Definition des Lockerungsvektors $\vec{v}_{MM'}$ einer Schalenprothese

2.10 Der Programmablauf

Der in diesem Kapitel beschriebene gesamte Ablauf der SRA-Berechnungen von der Vermessung der Röntgenbilder mit einem XY-Präzisionsmeßtisch über die Bestimmung der geometrischen Kenngrößen der Raumobjekte bis zum Vergleich zweier zeitlich aufeinanderfolgender Aufnahmen ist synoptisch in Abb.57 dargestellt, die aufwendigen Algorithmen zur Suche und Klassifikation von Objektpunkten in den Stereoröntgenaufnahmen sind in Abb.58 kurz zusammengefaßt.

ABLAUF - DIAGRAMM : PROTHESENLOCKERUNGEN

Exakte metrische Auswertung von Stereo-Röntgen-
 bildern zur Diagnose von Prothesenlockerungen

Punktweise Vermessung der Paßpunkte u. der Kon-
 turlinien in den Bildern mit 0,01 mm Genauigkeit

Darstellung der Meßpunkte auf einem graphischen
 Bildschirm u. interaktive Meßfehler-Elimination

Abspeicherung der
 codierten und kor-
 rigierten Meßpunkte

Klassifikation der gemessenen Punkte in: Pass-
 punkte (mit Nummerierung) und Objektpunkte

Einzelbildkalibrierung mittels der Paßpunkte
 durch Translation, Rotation und Zentralprojekti-
 on mit homogenen Koordinaten

Berechnung der Auf-
 nahmeparameter für
 jedes Bild: Röhren-
 position, Lage und
 Neigungswinkel des
 Paßpunktsystems

Elimination fehlerhaft gemessener Paßpunkte
 durch Bestimmung der Abweichung vom Paßpunkt-
 gitter in der Ebene (99 % - Intervall)

Transformation des Paßpunktsystems in Normallage
 zur Vergleichbarkeit der Einzelresultate

Berechnung der Ver-
 schiebung der Rönt-
 genröhre zwischen
 den beiden Aufnahmen
 u. Basisverhältnis

Räumliche Rückrechnung der in beiden Bildern ge-
 messenen Paßpunkte u. Ermittlung der Abweichung
 vom vorgegebenen Paßpunktgitter (Raumlage)

Die Raumlage ($\neq 0,15$
 mm) ist wesentliches
 Gütekriterium

Rekonstruktion der Aufnahmeanordnung im Paßpunkt-
 koordinatensystem zur sterischen Bildverarbeitung

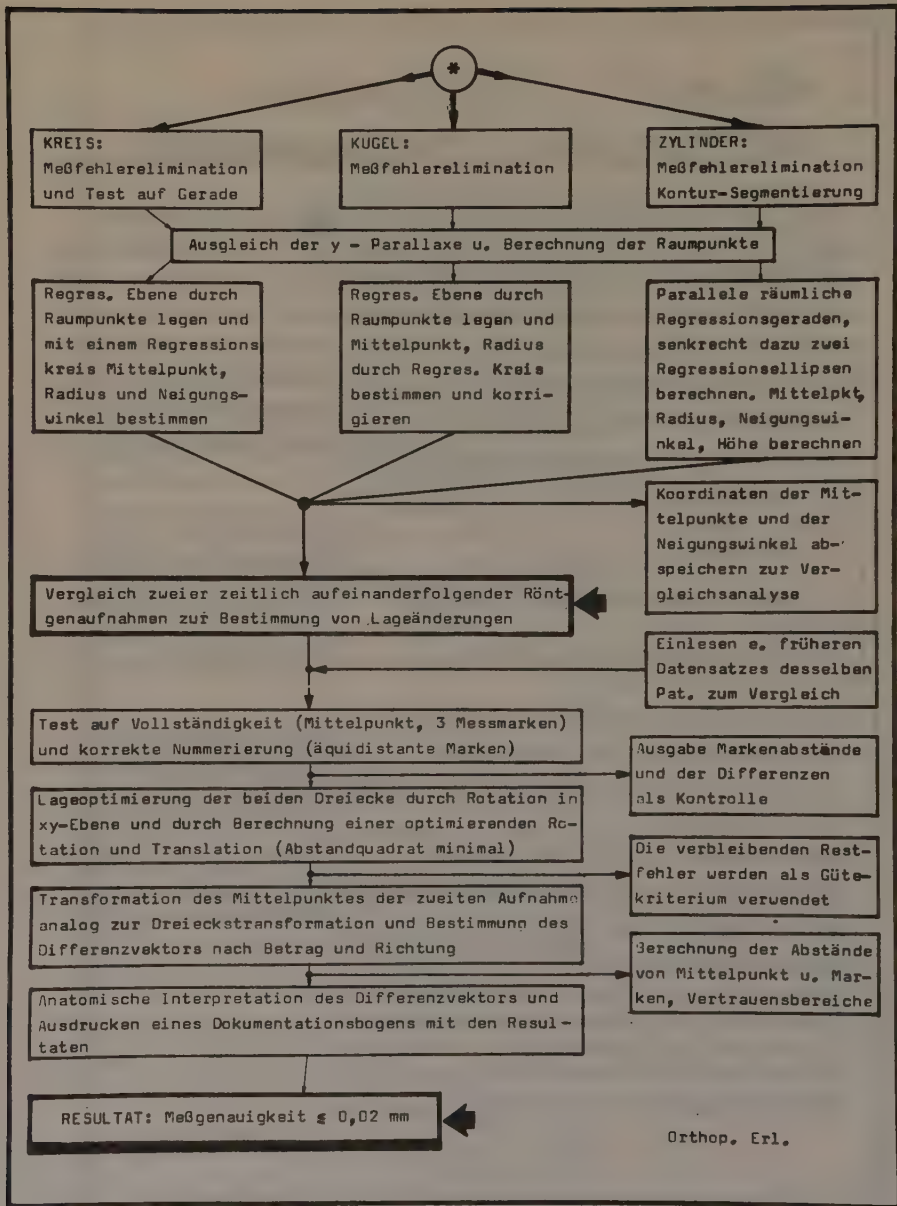
Bestimmung der räumlichen Lage der Objekte (kreis-
 förmiger Drahtring d. Hüftpfanne, kugelförmiger
 Prothesenkopf, zylinderförmige Metallmarkierungen
 u. ihre Größe durch Approximation der gemessenen
 Konturlinien mit Regressionsgeraden u. -Ellipsen
 und Differenzierung der Klassifikation

*

Orthop. Erl.

Abb. 57

Ablaufdiagramm der SRA



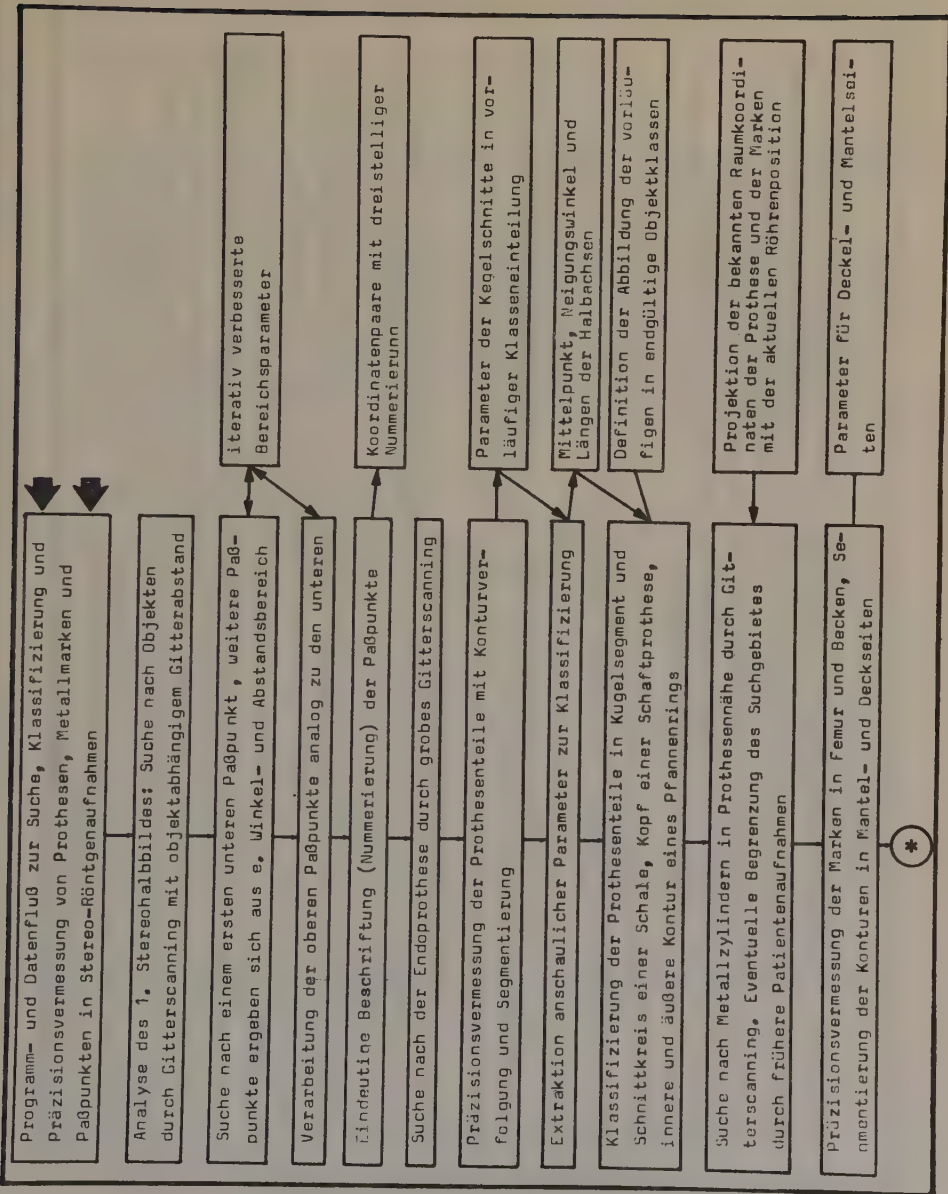


Abb. 58

Ablaufdiagramm zur Suche, Klassifikation und Präzisionsvermessung von Objekten im Rahmen der SRA

*

Analyse des 2. Stereohalbildes: Optimierte Suche durch Verwendung der Ergebnisse aus der Analyse des 1. Bildes

Suche nach einem ersten unteren Paßpunkt, dessen Lagebereich durch Aufnahmeparameter eingeschränkt ist. Weitere Paßpunkte ergeben sich durch verbesserten Winkel- und Abstandsbereich

Verarbeitung der oberen Paßpunkte durch simulierte Projektion

Eindeutige Beschriftung (Nummerierung) der oberen und unteren Paßpunkte

Verarbeitung der Endoprothese und der Marken analog wie im 1. Stereohalbild. Die Suche nach Objekten entfällt und wird durch simulierte Projektion ersetzt

Transformation der Objekte von Filmkoordinaten in gemeinsame Paßpunktkoordinaten zur Ermittlung korrespondierender Objekte

Zuordnung gleicher Objekte im 1. und 2. Halbbild durch Schnittbildung. Entscheidung nach minimalem Abstand des Objektmittelpunktes von der Schnittgeraden und Merkmalsvergleich

Ende der Mustererkennungsanalyse

iterativ verbesserte Bereichsparameter, Koordinatenpaare mit dreistelliger Nummerierung, Position der Röhre sowie Lage- und Neigungswinkel des Paßpunktsystems im 1. Stereohalbbild

Koordinatenpaare mit dreistelliger Nummerierung

analoge Parameter wie im 1. Halbbild

Aus Paßpunkten berechnete Aufnahmeparameter beider Stereohalbbilder

Zuordnungsfunktion bildet Elemente aus einer Objektklasse im 1. Halbbild in korrespondierende Elemente derselben Objektklasse im 2. Halbbild ab

3. ERGEBNISSE

In diesem Kapitel werden die mit der SRA erhaltenen Resultate vorgestellt, wobei zunächst in Abschnitt 3.1 die Genauigkeit der Resultate in Abhängigkeit von den Gegebenheiten der Markierung sowie der Aufnahme und der Auswertung der Röntgenbilder diskutiert werden. Anschließend wird in Abschnitt 3.2 anhand kasuistischer Fälle die Leistungsbreite der Methode dargestellt und in Abschnitt 3.3 wird anhand einer statistischen Analyse unseres Patientenguts eine biometrische Wertung der SRA vorgenommen.

3.1 Genauigkeit der SRA

Die erzielbare Meßgenauigkeit wird durch unterschiedliche Faktoren beeinflußt: Sie ist am größten, wenn mindestens je drei Metallmarkierungen im periprothetischen Knochenlager der coxalen und femoralen Alloplastik eingebracht worden sind, daher sollen in Abschnitt 3.1.1 zunächst die aus einer eventuell fehlerhaften Markierung resultierenden Folgen auf die erzielbare Meßgenauigkeit diskutiert werden. Eine zweite, für eine hohe Meßgenauigkeit wesentliche Voraussetzung ist - ebenso wie bei der Computertomographie - die Forderung, daß sich der Patient zwischen dem Anfertigen der beiden Röntgenaufnahmen möglichst überhaupt nicht oder nur in bestimmten Grenzen bewegt. Der Einfluß dieser Bewegungsartefakte auf das Ergebnis wird im Abschnitt 3.1.2 quantitativ untersucht werden, und schließlich soll in Abschnitt 3.1.3 der Einfluß des Auswertefehlers auf das Resultat analysiert werden.

3.1.1 Markierungsfehler

Das Ergebnis der SRA hängt entscheidend davon ab, ob durch die drei im Knochen eingebrachten Zylindermarken ein Raumkoordinatensystem definiert werden kann und ob das von den

drei Markierungen aufgespannte Dreieck eine adäquate Position relativ zu dem korrespondierenden Prothesen-Meßpunkt hat. Daraus ergeben sich die folgenden zwei Forderungen an eine optimale Markierungstechnik:

1. Mindestens drei Markierungen, die nicht auf einer Geraden liegen dürfen, müssen im Os coxae und Femur fest verankert sein; Markierungen, die in den Weichteilen liegen, sind für die Methode wertlos und werden bei der Auswertung ausgesondert. Die Markierungen sollen möglichst von lateral her in den Knochen eingebracht werden, so daß sie sich im Röntgenbild mit ihrer Längsseite abbilden, wie in Abb.10c,d gezeigt.
2. Die drei coxalen und die drei femoralen Markierungen sollen jeweils in möglichst großem Abstand von einander liegen und ein näherungsweise gleichseitiges Dreieck aufspannen. Dieses Dreieck soll möglichst groß und möglichst nahe an dem Kunstgelenkkörper gelegen sein.

Ad 1:

Sind weniger als drei Markierungen im Knochen eingebracht oder im Röntgenbild abgebildet, so läßt sich kein Raumkoordinatensystem berechnen und dementsprechend auch kein Lockerungsvektor. Sind nur zwei Markierungen auswertbar, so definieren diese eine Gerade, und Verlagerungen des Implantats relativ zu dieser Geraden lassen sich feststellen. Rotationsbewegungen des Kunstgelenkes um diese Gerade lassen sich jedoch nicht diagnostizieren. Ist nur eine Markierung auswertbar, so läßt sich nur noch eine Aussage über eine Abstandsänderung zwischen Prothesenmittelpunkt und dieser einen Markierung treffen.

Bei 63 der im Zeitraum vom 1.9.1977 - 31.5.1979 insgesamt 208 markierten und nachuntersuchten Patienten fanden sich weniger als 3 Markierungen im Becken beziehungsweise im Oberschenkel (zur Statistik vgl. Abschnitt 3.3), davon bei 9 Patienten

Markierungen, die in den Weichteilen eingebracht waren. So ergab z.B. die SRA der Schaftprothese bei der klinisch beschwerdefreien 73-jährigen Patientin Elisabeth Z. (Abb.59) das in Tab.5 dargestellte Ergebnis: die Genauigkeitsparameter hatten die Werte: $\Delta g = 0,00 \text{ mm}$, $\Delta h = 1.34 \text{ mm}$, $\Delta i = 0.76 \text{ mm}$; die Lockerungsparameter $\Delta j = 0.22 \text{ mm}$, $\Delta k = 0.88 \text{ mm}$, $\Delta l = 0.00 \text{ mm}$. Diese Zahlenwerte sind nur dann konsistent, wenn man zuläßt, daß die Markierung Nr.5 zwischen den beiden Aufnahmen gewandert ist, das heißt aber daß die Marke P_5 nicht in den Knochen, sondern in den Weichteilmantel und damit verschieblich zu liegen gekommen ist. Diese Schlußfolgerung konnte durch eine stereoskopische Röntgenbildbetrachtung direkt bestätigt werden. Die bei dieser Patientin mit zwei Markierungen durchgeführte reduzierte SRA ergab keinen Hinweis auf eine Lockerung des Implantats.

Ein anderer, bisher nur einmal beobachteter technischer Markierungsfehler war bei dem 60jährigen Otto H. aufgetreten. Die Markierung Nr. 6 war in den Grenzraum zwischen Knochen und Pallacos des Femur eingebracht worden, von wo aus sie sich nach Auslockerung der Schaftprothese entsprechend der Schwerkraft entlang des Grenzsaums nach distal verlagert hatte (Abb.60) Klinisch war der 60 Jahre alte Patient wegen starker, bis in das Knie ausstrahlender Dauerschmerzen gehunfähig, die passive Beweglichkeit der linken Hüfte war eingeschränkt.

Ad 2:

Die in der zweiten Forderung an eine optimale Markierung gestellten Voraussetzungen sollen anhand der Kasuistik der 47 Jahre alten Patientin Margarete J., der am 28.10.1976 links eine Hüftschale nach WAGNER implantiert worden war, erläutert werden: Die Patientin klagte über starken Belastungs-, Leisten- und Trochanterdruckschmerz; die Beschwerden hatten Ende 1977,

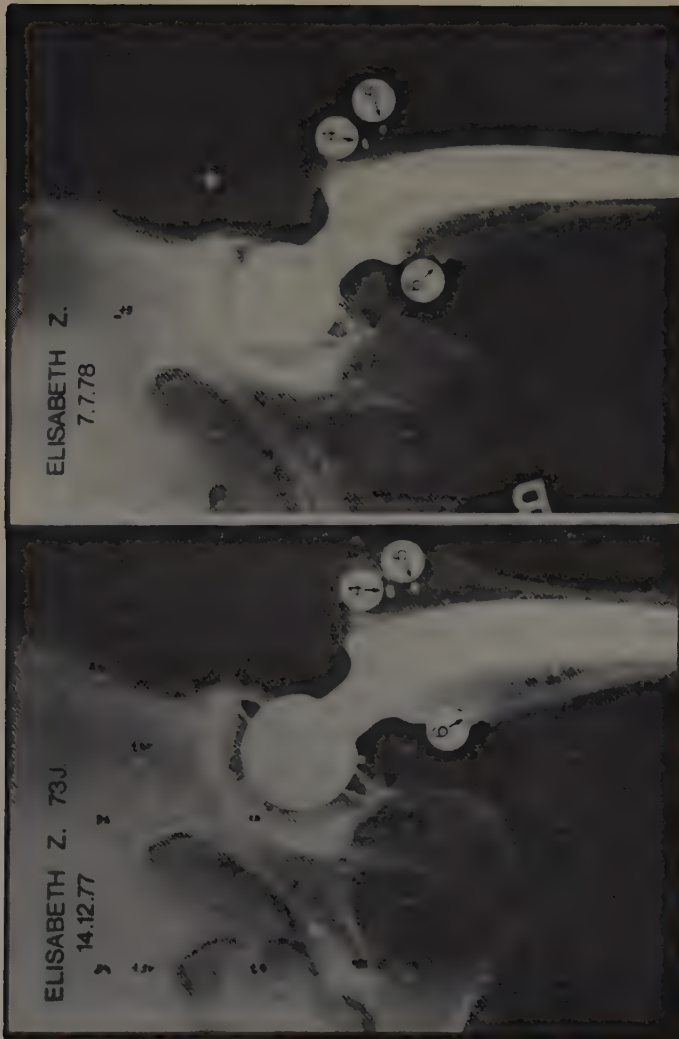


Abb. 59

Röntgenbefund der klinisch beschwerdefreien Patientin Elisabeth Z. Die Metallmarke Nr.5 liegt außerhalb des Knochens. Die reduzierte SRA ergibt keinen Anhalt für eine Implantatlockerung.

DOCUMENTATIONSBogen ZUR VERLAUFSBEOBACHTUNG

1. PERSONALDATEN

Tab. 5

NAME XXXXXXXXXX
VORNAME ELISABETH
GEBURTSTAG (TAG, MONAT, JAHR) 23.6.06
GESCHLECHT (1=MAENNL., 2=WEIBL.) 2

2. MARKIERUNG UND PROTHESE

	LINKS	RECHTS
METALLMARKEN IN FEMUR	3	
METALLMARKEN IM BECKEN	0	
PROTHESE	TEP LINKS	

3. VERLAUFSBEOBACHTUNG

DATUM DER OPERATION 29.11.77
DATUM DER 1. AUFNAHME 14.12.77
DATUM DER 2. AUFNAHME 7.7.78

4. ERGEBNISSE

ABSTAEUNDE	1. AUFNAHME	2. AUFNAHME	DIFFERENZEN
P4-P5	28.27 MM	28.27 MM	0.00 MM
P4-P6	40.77 MM	41.53 MM	0.76 MM
P5-P6	48.51 MM	49.86 MM	1.34 MM
P4-M	51.50 MM	51.72 MM	0.22 MM
P5-M	63.90 MM	64.78 MM	0.88 MM
P6-M	48.88 MM	48.89 MM	0.00 MM

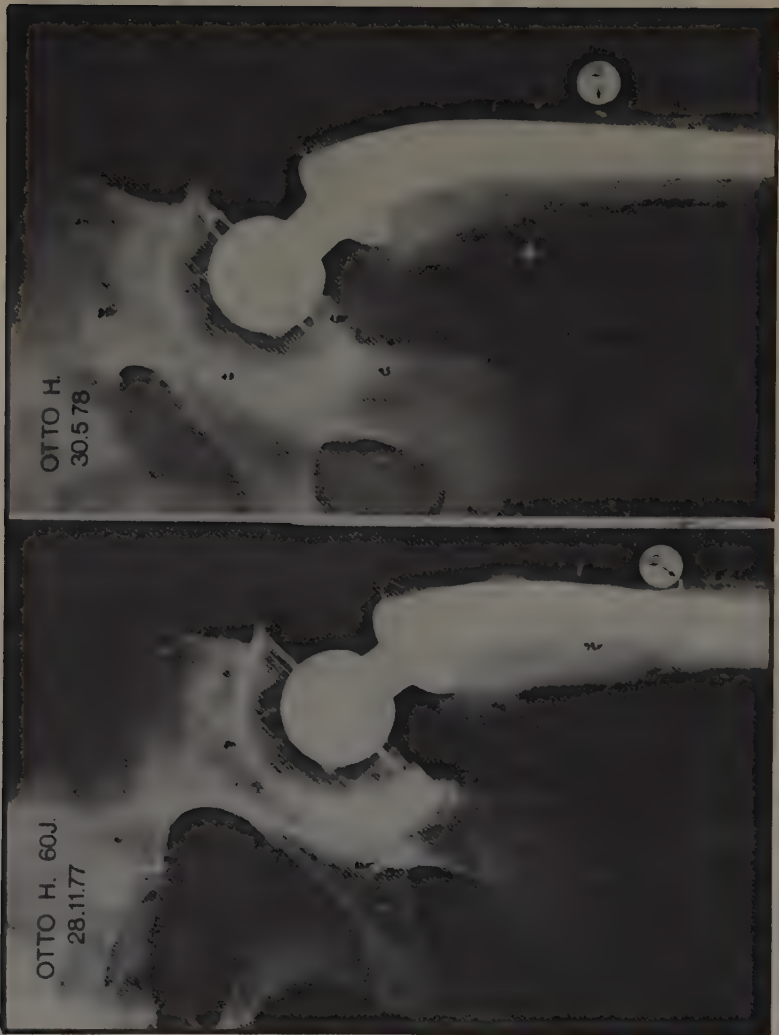


Abb. 60

Röntgenbefund des Patienten Otto H. Klinischer und röntgenologischer Lockerungsverdacht. Die Markierung Nr. 6 ist in dem deutlich erkennbaren Resorptionssaum an der Knochen-Zement-Grenze im Schaftbereich nach distal gewandert.

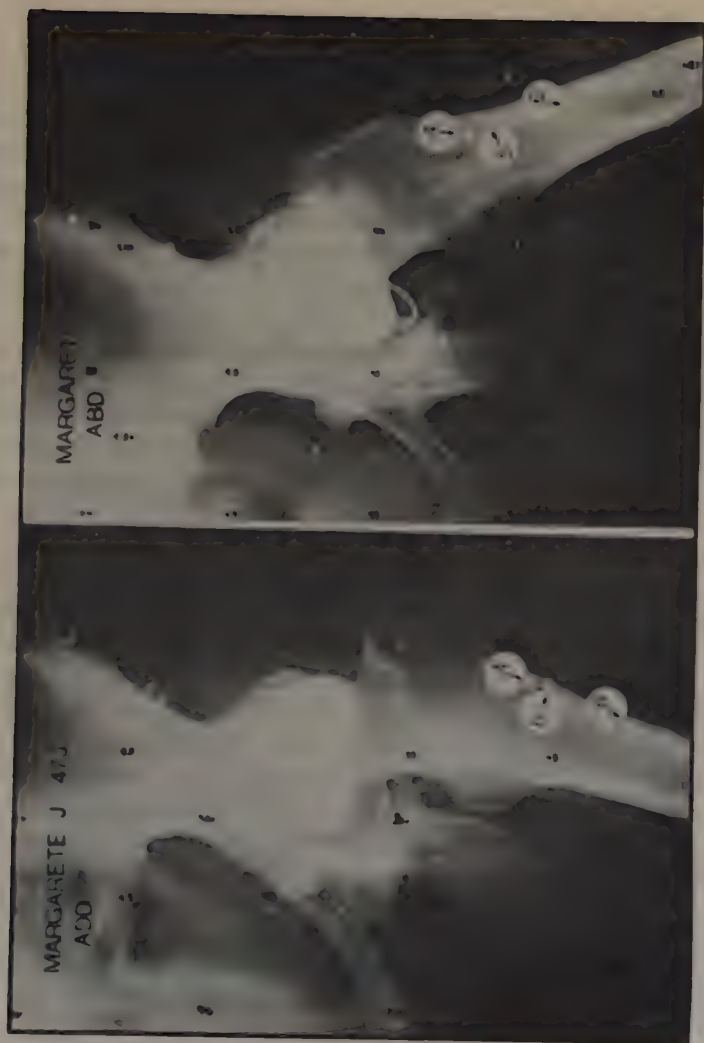


Abb. 61

Funktionsaufnahmen der Patientin Margarete J. in Adduktions- und Abduktionshaltung der linken Hüfte. Klinisch und röntgenologisch Zeichen der Lockerung. Die Markierungen 4, 5 und 6 im Oberschenkelknochen liegen näherungsweise auf einer Geraden und damit für die SRA sehr ungünstig

also ungefähr ein Jahr nach der Operation, eingesetzt. Die Patientin war nur mit Gehstützen gehfähig und wies ein Verkürzungs-, Entlastungs- und Insuffizienzhinken auf; der Trendelenburgtest war positiv. Es bestand eine Beugekontraktur von 15 Grad. Im Röntgenbild (Abb. 61) fanden sich fragliche Lockerungszeichen in Form einer Stellungsänderung von Pfanne und Schale, was aber auch durch unterschiedliche projektorische Gegebenheiten vorgetäuscht sein könnte.

Zwar sind alle Markierungen im Röntgenbild gut auszumessen, jedoch sind nur zwei coxale Markierungen fest im Knochen verankert. Die femoralen Marken, die im folgenden näher betrachtet werden sollen, erfüllen nicht die unter Punkt 2 postulierte Forderung der näherungsweisen Äquidistanz. Statt dessen spannen

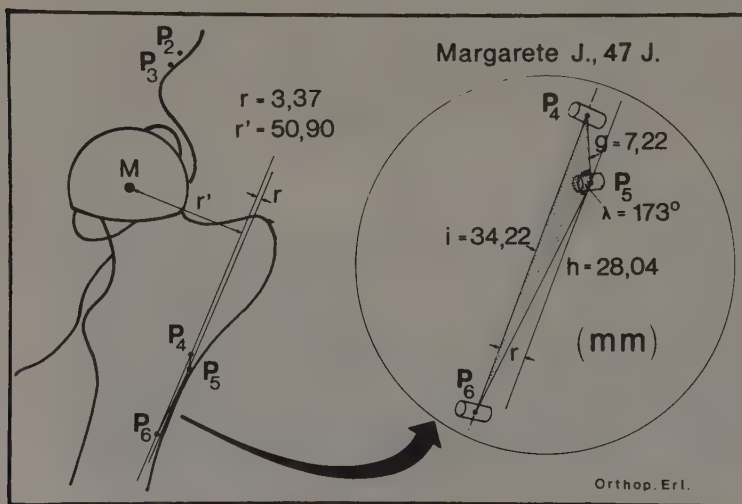


Abb. 62

Schematische Darstellung der Gelenksituation bei der Patientin Margarete J. Legt man durch P_4 und P_6 eine Gerade, so hat der Meßpunkt P_5 den Abstand r , der Meßpunkt M den Abstand r' von dieser Achse, $r' = 15,1 \cdot r$.

sie ein stumpfwinkliges Dreieck auf, dessen Seitenlängen der Tab.6 zu entnehmen sind. In Abb.62 sind die mit der SRA berechneten Größen in einer nach dem Röntgenbild angefertigten Skizze eingezeichnet: Während $g=7,22$ mm beträgt, ist $i=34,22$ mm; dazwischen liegt der Wert $h=28,04$ mm (zur Terminologie vgl. Abb.49 und 50). Das heißt, die drei Marken definieren ein extrem stumpfwinkliges Dreieck mit einem Öffnungswinkel von 173 Grad. Während also wegen des großen $i = \overline{P_4 P_6}$ die durch $i = \overline{P_4 P_6}$ festgelegte Richtung des Dreiecks im dreidimensionalen Raum als wohl definiert und gegen Meßfehler relativ stabil angesehen werden kann, ist bei dieser Patientin die zu dieser Richtung senkrechte Dimension des Dreiecks - definiert durch den Meßpunkt P_5 - als sehr störanfällig bereits gegen kleinste Meßfehler anzusehen, da P_5 nur einen Abstand $r=3,37$ mm von der durch $\overline{P_4 P_6}$ definierten Achse hat.

In Abb.63 ist dieser Sachverhalt noch einmal schematisch dargestellt: Betrachtet wird das von P_4 , P_5 , P_6 aufgespannte Dreieck, wobei angenommen sei, daß P_4 und P_6 ohne Meßfehler bestimmt worden sind. Der Meßpunkt P_5 sei einmal ohne und einmal mit dem Auswertefehler F (zur Diskussion des Auswertefehlers F vgl. Abschnitt 3.1.3) gemessen worden. Der ohne Fehler gemessene Punkt werde als P_5 , der mit dem Auswertefehler F behaftete mit P_5^* bezeichnet. Ferner sei angenommen, daß dieser Fehler sich in der xy-Ebene auswirke und ferner möge sich der Mittelpunkt M der Schalenprothese im Abstand $r' = 5r$ von der durch $\overline{P_4 P_6}$ definierten Achse befinden. Auf Grund der geometrischen Anordnung (vgl. die beiden schraffierten, in der xy-Ebene liegenden Dreiecke in Abb.63) ist verständlich, daß sich der Auswertefehler F bei der Berechnung von M um den Faktor 5 vergrößern muß.

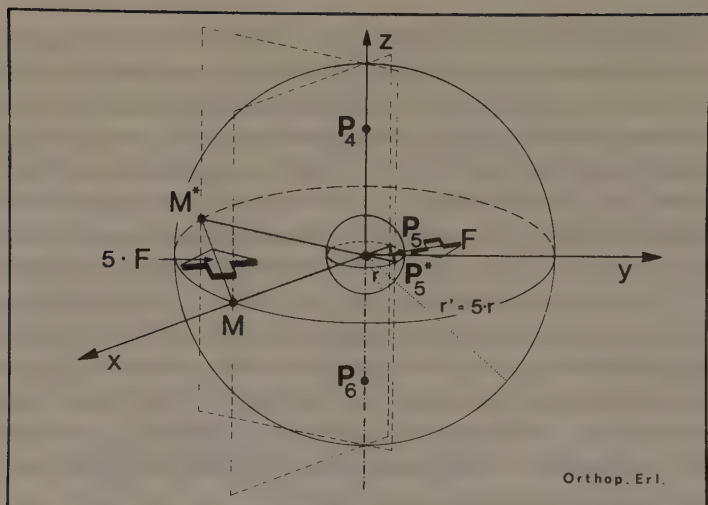


Abb. 63

Zur Erläuterung des bei ungünstiger Relativlage der Meßmarkierungen auftretenden Markierungsfehlers. Bei einem Abstandsverhältnis $r:r'=1:5$ resultiert eine Verfünffachung des Auswertefehlers F .

Bei der hier zur Diskussion stehenden Patientin Margarete J. stellt sich die eben beschriebene Situation noch wesentlich ungünstiger dar (vgl. Abb.62): bei $r = 3,37 \text{ mm}$ betrug $r' = 50,90 \text{ mm}$, d.h. $r' = 15,1 \text{ r}$. Bei einem mittleren Auswertefehler (vgl. Abschnitt 3.1.3) von $F = 0,08 \text{ mm}$ kann es wegen dieser ungünstigen Markierungskonfiguration maximal zu einer Verfünffachung des Meßfehlers, entsprechend einem Meßfehler von $1,2 \text{ mm}$, kommen. Mit anderen Worten: bei dieser Patientin kann man bei Verlagerungen der Schalenprothese und damit von M unter $1,2 \text{ mm}$ nicht entscheiden, ob es sich um eine Lockerung oder nur um einen aus der ungünstigen Markierung resultierenden Meßfehler handelt; erst Werte oberhalb dieser Diskriminanzschwelle können eindeutig als reale Implantatverlagerungen gedeutet werden.

DOKUMENTATIONSBOGEN FUER FUNKTIONSAUFNAHMEN

1. PERSONALDATEN

Tab. 6

NAME [REDACTED]
 VORNAME MARGARETE
 GEBURTSTAG (TAG, MONAT, JAHR) 19.5.32
 GESCHLECHT (1=MAENNL., 2=WEIBL.) 2

2. MARKIERUNG UND PROTHESE

	LINKS	RECHTS
METALLMARKEN IN FEMUR	3	
METALLMARKEN IM BECKEN	3	
PROTHESE	SCHALE LINKS	

3. FUNKTIONSAUFNAHMEN

DATUM DER AUFNAHMEN 23.6.78
 ART DER 1. AUFNAHME ADDUKTION
 ART DER 2. AUFNAHME ABDUKTION

4. ERGEBNISSE

ABSTAENDE	1. AUFNAHME	2. AUFNAHME	DIFFERENZEN
P4-P5	7.22 MM	7.17 MM	-0.06 MM
P4-P6	34.22 MM	34.31 MM	0.10 MM
P5-P6	28.04 MM	27.97 MM	-0.08 MM
P4-M	68.31 MM	68.46 MM	0.15 MM
P5-M	73.01 MM	73.38 MM	0.36 MM
P6-M	94.63 MM	94.69 MM	0.06 MM

MINIMALE MARKENABSTAENDE NACH LAGEOPTIMIERUNG

P4	P5	P6
0.20 MM	0.24 MM	0.05 MM

DIE LOCKERUNG BETRAEGT 4.63 MM

DIE VERLAGERUNG DER PROTHESE ERFOLGTE IN

CRANIO-CAUDALER RICHTUNG UM	0.42 MM
LATERO-MEDIALER RICHTUNG UM	2.86 MM
DORSO-VENTRALER RICHTUNG UM	3.63 MM

Wie aus Tab.6 ersichtlich, ergab sich bei dieser Patientin eine Lockerung von insgesamt 4.63 mm, dabei lag vor allem mit 3.63 mm eine erhebliche Lockerung in sagittaler Richtung vor, die sich mit anderen diagnostischen Maßnahmen nicht ohne weiteres darstellen läßt. Auch die Pfanne zeigte in der mit zwei Markierungen durchgeführten reduzierten SRA-Berechnungen in der Vertikalen eine deutliche Lockerung von 2.16 mm. Zusammenfassend muß also nochmals festgehalten werden, daß die Markierung sorgfältig erfolgen muß. Die ideale Markienkonfiguration hat die Form eines möglichst großen, gleichseitigen Dreiecks, welches möglichst nahe am Implantat in der Sagittalebene gelegen sein sollte.

3.1.2 Aufnahmefehler

Neben dem im vorigen Abschnitt aufgezeigten Markierungsfehler wird die Genauigkeit der SRA auch durch Aufnahmefehler limitiert, die dann auftreten, wenn sich der Patient zwischen den beiden Röntgenaufnahmen bewegt. Im folgenden werde exemplarisch der Objektpunkt P betrachtet (Abb.64), der sich in der ersten Aufnahme in P_1 abbildet. Anschließend wird die Röntgenröhre verschoben und nach etwa 5 Sekunden die zweite Aufnahme angefertigt. Wenn sich der Patient in der Zwischenzeit nicht bewegt, bildet sich P im zweiten Bild in P_2 ab; kam es jedoch in der Zwischenzeit zu einer Verlagerung des Objektpunktes von P nach P^* , so wird P^* in P_2^* abgebildet. Daraus resultiert ein Aufnahmefehler F^* , der im folgenden genauer analysiert werden soll.

Um diesen Aufnahmefehler F^* isoliert von den anderen Meßfehlern studieren zu können, wurde eine Computer-Simulation durchgeführt, bei der bei bekannten Aufnahmeparametern gemäß Abb.65 zwei im Abstand l voneinander liegende Punkte P und Q zwischen

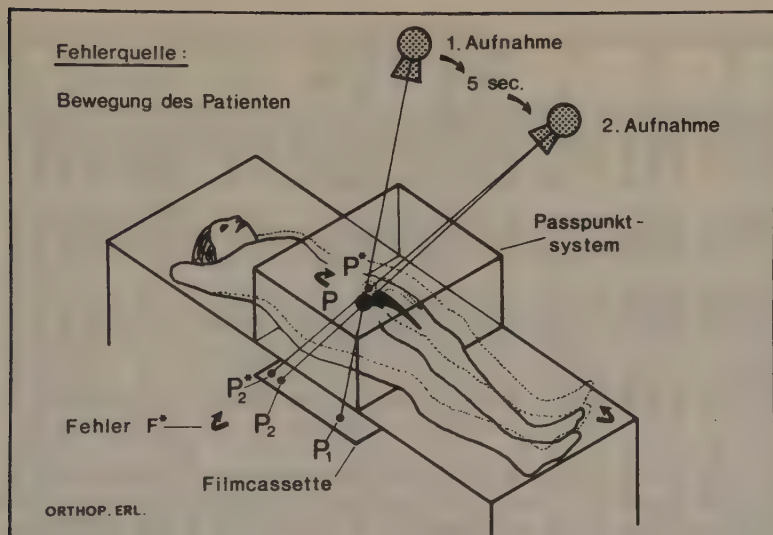


Abb. 64

Aufnahmefehler F^* durch Bewegung des Patienten

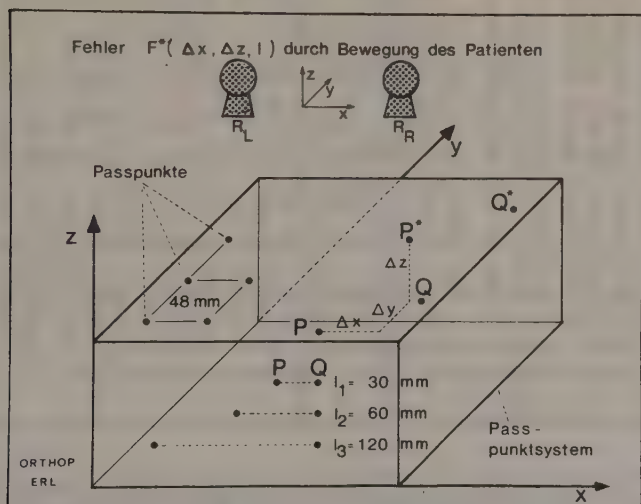


Abb. 65

Zur Analyse des Aufnahmefehlers F^* , der aus der Bewegung des Patienten während der Stereoaufnahme resultiert

$\frac{dz}{dx} \rightarrow$	$\leftarrow \frac{dz}{dx}$									
	-4.0	-2.0	-1.0	-0.5	0.0	0.5	1.0	2.0	4.0	l=30 l=60 l=120
-4.0	-0.23 -0.45 -0.96	-0.09 -0.15 -0.35	-0.00 0.00 -0.08	0.02 0.08 0.10	0.07 0.14 0.24	0.11 0.22 0.39	0.14 0.29 0.53	0.22 0.45 0.84	0.35 0.74 1.41	l=30 l=60 l=120
-2.0	-0.26 -0.53 -1.09	-0.12 -0.23 -0.48	-0.04 -0.07 -0.18	0.00 0.00 -0.03	0.04 0.07 0.11	0.07 0.15 0.27	0.11 0.23 0.42	0.18 0.38 0.71	0.32 0.67 1.30	l=30 l=60 l=120
-1.0	-0.28 -0.57 -1.15	-0.13 -0.26 -0.54	-0.05 -0.12 -0.24	-0.01 -0.04 -0.09	0.02 0.04 0.06	0.06 0.11 0.21	0.09 0.20 0.36	0.17 0.34 0.64	0.31 0.64 1.24	l=30 l=60 l=120
-0.5	-0.29 -0.59 -1.18	-0.14 -0.28 -0.57	-0.07 -0.13 -0.26	-0.02 -0.05 -0.12	0.01 0.02 0.03	0.05 0.10 0.17	0.09 0.17 0.33	0.15 0.32 0.63	0.30 0.62 1.21	l=30 l=60 l=120
0.0	-0.29 -0.60 -1.21	-0.14 -0.30 -0.61	-0.07 -0.15 -0.30	-0.03 -0.08 -0.16	0.00 0.00 0.00	0.04 0.08 0.14	0.08 0.16 0.30	0.14 0.30 0.59	0.30 0.60 1.18	l=30 l=60 l=120
0.5	-0.30 -0.62 -1.24	-0.15 -0.32 -0.64	-0.07 -0.17 -0.34	-0.04 -0.10 -0.19	0.00 -0.02 -0.04	0.04 0.06 0.11	0.07 0.14 0.26	0.14 0.29 0.56	0.28 0.58 1.15	l=30 l=60 l=120
1.0	-0.31 -0.64 -1.27	-0.16 -0.33 -0.66	-0.08 -0.18 -0.36	-0.05 -0.10 -0.21	-0.01 -0.04 -0.07	0.03 0.04 0.08	0.06 0.12 0.23	0.13 0.27 0.52	0.28 0.57 1.12	l=30 l=60 l=120
2.0	-0.33 -0.68 -1.34	-0.16 -0.38 -0.73	-0.10 -0.23 -0.43	-0.06 -0.15 -0.28	-0.03 -0.07 -0.13	0.01 0.00 0.02	0.05 0.08 0.17	0.12 0.23 0.47	0.27 0.52 1.05	l=30 l=60 l=120
4.0	-0.36 -0.76 -1.46	-0.20 -0.45 -0.86	-0.14 -0.29 -0.55	-0.09 -0.22 -0.39	-0.05 -0.14 -0.26	-0.01 -0.06 -0.10	0.01 0.01 0.05	0.09 0.16 0.35	0.24 0.46 0.93	l=30 l=60 l=120

Tab. 7

Wertetabelle der Fehlerfunktion F^* für das Basisverhältnis 1:2,5 bei Lage des Objekts im Zentralstrahl (Lage 0)

dz ↑	dx	dz										dx ↑
		-4.0	-2.0	-1.0	-0.5	0.0	0.5	1.0	2.0	4.0	←	
-4.0	l=30	-0.49	-0.18	-0.04	0.04	0.11	0.18	0.26	0.40	0.69	l=30	-4.0
	l=60	-0.90	-0.30	-0.01	0.13	0.28	0.41	0.56	0.85	1.43	l=60	
	l=120	-1.92	-0.72	-0.13	0.16	0.45	0.74	1.04	1.61	2.77	l=120	
-2.0	l=30	-0.55	-0.24	-0.09	-0.02	0.05	0.13	0.20	0.35	0.63	l=30	-2.0
	l=60	-1.05	-0.44	-0.13	-0.01	0.14	0.29	0.44	0.72	1.28	l=60	
	l=120	-2.17	-0.95	-0.35	-0.07	0.22	0.52	0.82	1.39	2.54	l=120	
-1.0	l=30	-0.57	-0.27	-0.12	-0.05	0.03	0.10	0.17	0.32	0.60	l=30	-1.0
	l=60	-1.11	-0.52	-0.23	-0.07	0.06	0.21	0.36	0.66	1.23	l=60	
	l=120	-2.29	-1.07	-0.48	-0.18	0.11	0.40	0.70	1.29	2.43	l=120	
-0.5	l=30	-0.60	-0.30	-0.14	-0.06	0.01	0.09	0.16	0.29	0.59	l=30	-0.5
	l=60	-1.15	-0.55	-0.27	-0.11	0.02	0.17	0.33	0.63	1.19	l=60	
	l=120	-2.34	-1.13	-0.54	-0.24	0.05	0.34	0.64	1.23	2.37	l=120	
0.0	l=30	-0.61	-0.29	-0.15	-0.08	0.00	0.07	0.15	0.30	0.57	l=30	0.0
	l=60	-1.20	-0.59	-0.29	-0.14	0.00	0.14	0.29	0.59	1.16	l=60	
	l=120	-2.42	-1.19	-0.60	-0.31	0.00	0.27	0.58	1.16	2.33	l=120	
0.5	l=30	-0.63	-0.31	-0.16	-0.09	-0.02	0.05	0.13	0.28	0.58	l=30	0.5
	l=60	-1.24	-0.63	-0.33	-0.18	-0.04	0.11	0.26	0.55	1.13	l=60	
	l=120	-2.49	-1.26	-0.67	-0.36	-0.07	0.24	0.53	1.10	2.26	l=120	
1.0	l=30	-0.64	-0.32	-0.17	-0.10	-0.03	0.05	0.12	0.26	0.55	l=30	1.0
	l=60	-1.26	-0.65	-0.37	-0.22	-0.06	0.07	0.23	0.53	1.09	l=60	
	l=120	-2.54	-1.31	-0.73	-0.42	-0.13	0.18	0.47	1.06	2.20	l=120	
2.0	l=30	-0.67	-0.36	-0.22	-0.13	-0.06	0.00	0.09	0.22	0.52	l=30	2.0
	l=60	-1.35	-0.73	-0.45	-0.30	-0.14	0.01	0.15	0.45	1.02	l=60	
	l=120	-2.66	-1.44	-0.84	-0.55	-0.24	0.05	0.34	0.93	2.10	l=120	
4.0	l=30	-0.73	-0.43	-0.27	-0.20	-0.13	-0.06	0.04	0.18	0.46	l=30	4.0
	l=60	-1.50	-0.88	-0.60	-0.43	-0.29	-0.13	0.00	0.31	0.89	l=60	
	l=120	-2.93	-1.69	-1.09	-0.78	-0.48	-0.19	0.10	0.70	1.87	l=120	

Tab. 8

Wertetabelle der Fehlerfunktion F^* für das Basisverhältnis 1:5 bei Lage des Objekts im Zentralstrahl (Lage 0)

$\frac{dz}{dx}$	$\frac{dz}{dx}$	$\frac{dz}{dx}$										$\frac{dz}{dx}$
		-4.0	-2.0	-1.0	-0.5	0.0	0.5	1.0	2.0	4.0	$\frac{dz}{dx}$	
-4.0	l=30	-0.14	0.16	0.28	0.37	0.46	0.48	0.57	0.72	0.98	l=30	-4.0
	l=60	-0.19	0.35	0.68	0.80	0.95	1.09	1.21	1.47	2.04	l=60	
	l=120	-0.41	0.72	1.29	1.56	1.85	2.15	2.38	2.93	4.03	l=120	
-2.0	l=30	-0.36	-0.09	0.06	0.12	0.21	0.27	0.36	0.48	0.74	l=30	-2.0
	l=60	-0.69	-0.11	0.19	0.31	0.46	0.61	0.76	1.02	1.57	l=60	
	l=120	-1.37	-0.22	0.39	0.63	0.93	1.20	1.50	2.04	3.14	l=120	
-1.0	l=30	-0.49	-0.18	-0.06	0.03	0.09	0.18	0.24	0.36	0.66	l=30	-1.0
	l=60	-0.93	-0.35	-0.07	0.08	0.23	0.35	0.50	0.80	1.33	l=60	
	l=120	-1.85	-0.70	-0.11	0.19	0.47	0.74	1.01	1.61	2.70	l=120	
-0.5	l=30	-0.56	-0.24	-0.12	-0.06	0.03	0.09	0.18	0.33	0.60	l=30	-0.5
	l=60	-1.07	-0.48	-0.17	-0.02	0.10	0.25	0.37	0.67	1.23	l=60	
	l=120	-2.11	-0.92	-0.33	-0.05	0.25	0.53	0.80	1.37	2.49	l=120	
0.0	l=30	-0.62	-0.31	-0.15	-0.09	0.00	0.03	0.12	0.27	0.57	l=30	0.0
	l=60	-1.17	-0.61	-0.30	-0.15	0.00	0.12	0.28	0.57	1.11	l=60	
	l=120	-2.34	-1.18	-0.58	-0.30	0.00	0.28	0.58	1.15	2.25	l=120	
0.5	l=30	-0.69	-0.37	-0.22	-0.15	-0.06	0.00	0.06	0.18	0.48	l=30	0.5
	l=60	-1.31	-0.72	-0.44	-0.28	-0.13	0.02	0.14	0.44	0.98	l=60	
	l=120	-2.57	-1.43	-0.84	-0.53	-0.25	0.05	0.33	0.91	2.01	l=120	
1.0	l=30	-0.75	-0.43	-0.28	-0.22	-0.16	-0.06	0.00	0.15	0.45	l=30	1.0
	l=60	-1.41	-0.85	-0.57	-0.41	-0.26	-0.11	0.02	0.32	0.88	l=60	
	l=120	-2.83	-1.66	-1.06	-0.78	-0.47	-0.19	0.11	0.66	1.80	l=120	
2.0	l=30	-0.88	-0.56	-0.41	-0.34	-0.28	-0.19	-0.09	0.06	0.33	l=30	2.0
	l=60	-1.69	-1.09	-0.80	-0.65	-0.52	-0.37	-0.22	0.06	0.66	l=60	
	l=120	-3.33	-2.14	-1.54	-1.26	-0.95	-0.66	-0.38	0.20	1.35	l=120	
4.0	l=30	-1.11	-0.79	-0.63	-0.56	-0.50	-0.44	-0.38	-0.19	0.09	l=30	4.0
	l=60	-2.22	-1.60	-1.32	-1.16	-1.00	-0.84	-0.69	-0.41	0.18	l=60	
	l=120	-4.34	-3.12	-2.51	-2.22	-1.94	-1.59	-1.31	-0.74	0.43	l=120	

Tab. 9

Wertetabelle der Fehlerfunktion F^* für das Basisverhältnis 1:5 bei einer Lage des Objekts 200 mm vom Zentralstrahl entfernt (Lage 1)

den beiden Projektionen nach P^* bzw. Q^* verlagert wurden, wobei jeder der drei Koordinatenwerte Δx (cranio-caudal), Δy (latero-medial) und Δz (dorso-ventral) separat variiert werden konnte. Man erhält dann eine Fehlerfunktion F^* ($\Delta x, \Delta z, \Delta l$), die vom Abstand l der beiden Objektpunkte P und Q , sowie von Δx und Δz abhängig ist. Eine Abhängigkeit von der y -Koordinate besteht nicht, denn dieser Fehler kann nachträglich über die Vertikalparallaxen eliminiert werden. Das heißt, daß der Patient sich senkrecht zur Verschiebungsrichtung der Röhre, d.h. in latero-medialer Richtung, beliebig bewegen kann.

Die Rechnungen zeigen, daß der Fehler F^* abhängt vom Abstand l der beiden fehlprojizierten Punkte P und Q , und ferner vom bei der Aufnahme verwendeten Basisverhältnis, sowie von der Lage der Strecke l im Objektraum. Tab.7 zeigt für drei Werte von l (30 mm, 60 mm, 120 mm) und für verschiedene Werte von Δx bzw. Δz (0,0 mm, $\pm 0,5$ mm, $\pm 1,0$ mm, $\pm 2,0$ mm, $\pm 4,0$ mm) die Fehlerfunktion F^* ($\Delta x, \Delta z, \Delta l$) für das Basisverhältnis 1:2,5. Tab.8 zeigt dasselbe für ein um die Hälfte kleineres Verhältnis von 1:5,0. Erwartungsgemäß verdoppelt sich der Aufnahmefehler F^* näherungsweise bei einer Verkleinerung des Basisverhältnisses auf die Hälfte. So ergibt sich z.B. aus der Tab.7 für das Basisverhältnis 1:2,5 ein F^* von ($\Delta x = -1,0$ mm, $\Delta z = +1,0$ mm, $l = 60$ mm) $\approx 0,20$ mm, der entsprechende F^* - Wert für das Basisverhältnis 1:5,0 beträgt demgegenüber 0,36 mm. Außerdem hängt F^* auch von der Lage der abgebildeten Punkte P und Q im Raum ab, und zwar wird F^* umso größer, je weiter peripher das Objekt auf dem Bild liegt. Tab.7 und Tab.8 zeigen die Fehlerfunktion F^* für eine zentrale Lage der abgebildeten Punkte P und Q (Lage 0); Tab.9 stellt die entsprechende Fehlerfunktion für ein Objekt dar, welches sich 200 mm von der Bildmitte entfernt abbildet. Das dem obigen Beispiel entsprechende F^* ergibt sich hier zu 0,50 mm.

Ein detailliertes Studium zeigt, daß es sich bei den F^* ($\Delta x, \Delta z, \Delta l$) um stetige Funktionen handelt, die sich für eine bestimmte Projektionslage und ein bestimmtes l als Flächenfunktion in einem dreidimensionalen Koordinatensystem darstellen lassen. In Abb.66 ist der Aufnahmefehler F^* für $l=30$ mm als Funktion von Δx und Δz dargestellt. Es handelt sich um eine im Raum schräg geneigte Ebene, die bei gleichsinniger Änderung von Δx und Δz die xz -Ebene schneidet; d.h. für diese Wertepaare fällt der Aufnahmefehler teilweise weg. Für $l=60$ mm (Abb.67) verläuft die Fehlerebene bei gleicher Raumlage etwa doppelt so steil, aber auch hier schneidet die Fehlerebene die xz -Ebene in Form derselben Geraden. Für eine andere Raumlage der Objektpunkte P und Q , z.B. bei Lage 1, ergeben sich entsprechende Fehlerflächen, die jedoch eine andere Lage im Raum einnehmen.

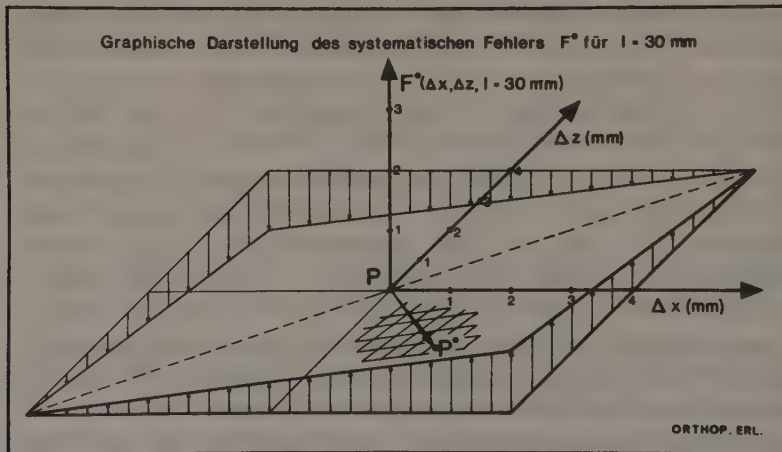


Abb. 66

Graphische Darstellung des Aufnahmefehlers F^* für $l=30$ mm

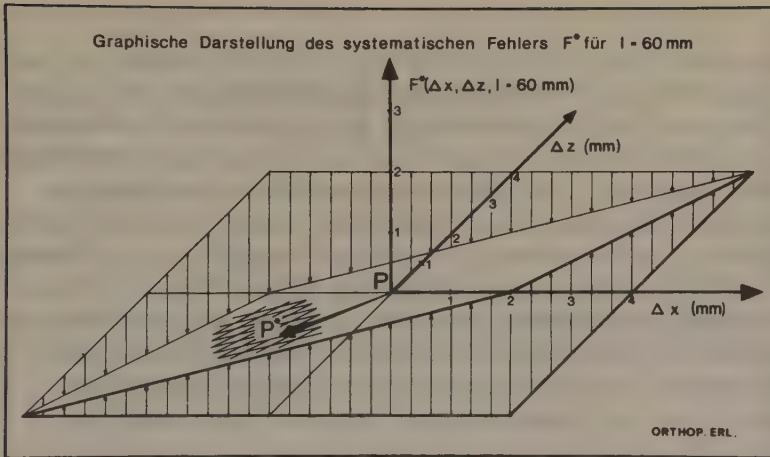


Abb. 67

Graphische Darstellung des Aufnahmefehlers F^* für $l = 60 \text{ mm}$

Welchen Einfluß hat nun der diskutierte Aufnahmefehler F^* auf die SRA, wann ist mit einem das Resultat gefährdenden Einfluß zu rechnen und wie kann man diesen Fehler erkennen? Die SRA soll eine Genauigkeit von $0,2 \text{ mm}$ nicht unterschreiten. Der Aufnahmefehler liegt unterhalb dieser Grenzen, wenn sich der Patient zwischen den beiden Aufnahmen in cranio-caudaler Richtung um weniger als 1 mm und in dorso-ventraler Richtung um weniger als 10 mm verlagert. Latero-mediale und medio-laterale Verlagerungen zwischen den Aufnahmen können korrigiert werden und haben keinen Einfluß auf die Meßgenauigkeit. Mathematisch bewirken die Bewegungen entlang der Körperlängsachse eines Patienten den größten Auswertefehler F^* , andererseits zeigen jedoch die klinischen Resultate, daß gerade dieser Bewegungsmodus in der Praxis nur eine untergeordnete Rolle spielt. Am häufigsten kommt es zu einer rotatorischen Verlagerung der unteren Extremität mit entsprechend geringeren Konsequenzen für die Meßgenauigkeit.

Darüberhinaus läßt sich bei der SRA-Rechnung erkennen, ob und in welcher Weise sich der Patient zwischen den beiden Aufnahmen verlagert hat: Am einfachsten zu erkennen sind Bewegungen in der y-Richtung an den auftretenden y-Parallaxen. Bewegungen in der z-Richtung, die einer Abstandsänderung des bewegten Objekts von der Bildebene gleichkommen, bewirken gemäß den Gesetzen der Zentralprojektion eine Größenänderung: eine Anhebung des Objekts bewirkt eine Vergrößerung seines Bildes, ein Absinken eine Verkeinerung; die resultierenden Größenänderungen werden an den unterschiedlichen Kreis- und Kugelradien der Prothesenteile erkannt. Bewegungen in der x-Richtung sind ebenfalls bei der Rekonstruktion von Kreis oder Kugel zu erkennen. Die Projektion einer Kugel ergibt unter normalen Umständen einen fast kreisförmigen Kegelschnitt, im Falle einer Bewegung in x-Richtung ergeben sich stärkere Abweichungen von der Kreisform und besonders große z-Streuungen.

3.1.3 Auswertefehler

Neben möglichen Fehlern bei der Markierung und der Stereoaufnahme kann es auch bei der Ausmessung der Bilder zu Auswertefehlern kommen. Da jedoch alle Berechnungen durch eine Ausgleichungsrechnung erhalten werden, können die meisten und vor allem die großen Meßfehler vom Computerprogramm erkannt und eliminiert werden. Um die Auswertegenauigkeit F der SRA zu bestimmen, wurden Stereobilder von einem mit einer Schalenprothese versehenen und markierten Oberschenkelknochen angefertigt und von drei Auswertern je sechs mal ausgemessen. Das Ergebnis zeigt Tab.10: Der kleinste Auswertefehler betrug 0,03 mm, der größte 0,20 mm, der Mittelwert aller acht Auswertungen lag bei 0,08 mm. Die Varianzanalyse lag mit $F_{2;15} = 3,14$ im Zufallsbereich und zeigt, daß unabhängig vom Auswerter und verschiedenen Messungen die Rechnung dasselbe Ergebnis liefert, das heißt, daß verschiedene Untersucher bei unterschiedlichen Auswertungen der Röntgenbilder dasselbe Resultat erhalten werden.

AUSWERTEFEHLER F (in mm)							
Auswerter ↓	Auswertung Nr.						MW ↓
	1	2	3	4	5	6	
Nr. 1	0.06	0.07	0.04	0.03	0.05	0.04	0.05
Nr. 2	0.07	0.10	0.05	0.20	0.06	0.13	0.10
Nr. 3	0.07	0.09	0.05	0.08	0.05	0.19	0.09
MW →	0.07	0.09	0.05	0.10	0.06	0.12	0.08

Orthop. Erl.

Tab. 10

SRA-Auswertefehler F von 3 verschiedenen Auswertern bei insgesamt 18 Auswertungen. Der mittlere Auswertefehler beträgt 0,08mm, die Einzelauswertungen sind homogen ($F_{2/15}=3,14$)

Um die Reproduzierbarkeit der SRA-Resultate in einem realitätsnahen Versuchsaufbau zu objektivieren, wurde in Zusammenarbeit mit Klinikärzten ein Einfach-Blind-Versuch durchgeführt: Dabei wurde ein auf einem Implantatmeßtisch eingespannter Knochen nach Anfertigen eines ersten Stereobildes um einen dem Auswerter unbekannten Betrag verlagert. Der Implantatmeßtisch gestattete Verlagerungen in cranio-caudaler (x) und in latero-medialer (y) Richtung mit einer Genauigkeit von 0,01 mm. Anschließend wurde ein zweites

Stereobild angefertigt und beide Bilder ausgewertet. Die Differenz zwischen tatsächlicher und mit der SRA berechneten Verlagerung betrug in diesem Blindversuch in der x-Richtung nur 0,02 mm und in der y-Richtung 0,00 mm.

Die Größe des Aufnahmefehlers F^* und des Auswertefehlers F in praxi läßt sich ermitteln, wenn man bei einem Patienten mit einer sicher festen Prothese in einer Sitzung zwei Stereobilder hintereinander in unterschiedlicher Projektion anfertigt und auswertet. Man kann dann davon ausgehen, daß die im Ergebnis auftretenden Unterschiede in den Kontrollparametern allein durch die Bewegung des Patienten bei der Aufnahme und durch die Fehler bei der Auswertung der beiden Stereobilder resultieren.

In Tab.11 ist das Ergebnis eines solchen Tests der Meßgenauigkeit bei der Schalenprothese des Patienten Rudolf H. dargestellt: Die Genauigkeitsparameter liegen bei: $\Delta g = -0.0$ mm, $\Delta h = 0.07$ mm und $\Delta i = 0.05$ mm, was einem Mittelwert von 0,04 mm entspricht, das heißt F und F^* zusammen liegen im Mittel bei 0,04 mm. Ebenso ergeben die Lockerungswerte mit $\Delta j = -0.02$ mm, $\Delta k = -0.01$ mm, $\Delta l = 0.07$ mm einen Mittelwert von 0.03 mm, ein Ergebnis, das durch entsprechende Untersuchungen an mehreren anderen Patienten bestätigt wird. Die Komponenten des Lockerungsvektors werden in diesem Fall nicht ausgegeben, sondern es erscheint nur der vom Computer ausgegebene Kommentar: "Keine Lockerung nachweisbar". In Klammern wird dahinter eine Genauigkeitsschranke angegeben, welche eine Information über die Sicherheit dieser Aussage enthält. In diesem Fall findet sich: "(unter 0.3 mm)".

Die statistische Analyse einer Vielzahl von Versuchen dieser Art zur Bestimmung des Meßfehlers, Aufnahmefehlers F^* und Auswertefehlers F ergab, daß in über 80 % aller markierten Patienten ein SRA-Fehler von ≤ 0.3 mm resultiert (Abb.68). Daher erscheint folgende Interpretation der vom Rechner ausgegebenen Ergebnisse sinnvoll:

TEST DER MESSGENAUIGKEIT

1. PERSONALDATEN

Tab 11

NAME XXXXXXXXXX
 VORNAME RUDOLF
 GEBURTSTAG (TAG, MONAT, JAHR) 3.10.26
 GESCHLECHT (1=MAENNL., 2=WEIBL.) 1

2. MARKIERUNG UND PROTHESE

	LINKS	RECHTS
METALLMARKEN IN FEMUR	3	
METALLMARKEN IM BECKEN		
PROTHESE	SCHALE LINKS	

3. VERLAUFSBEOBACHTUNG

DATUM DER OPERATION	27.9.77
DATUM DER 1. AUFNAHME	12.5.78
DATUM DER 2. AUFNAHME	12.5.78

4. ERGEBNISSE

ABSTAENDE	1. AUFNAHME	2. AUFNAHME	DIFFERENZEN
P4-P5	18.79 MM	18.78 MM	-0.01 MM
P4-P6	23.66 MM	23.71 MM	0.05 MM
P5-P6	15.59 MM	15.67 MM	0.07 MM
P4-M	51.76 MM	51.75 MM	-0.02 MM
P5-M	47.96 MM	47.95 MM	-0.01 MM
P6-M	63.11 MM	63.18 MM	0.07 MM

MINIMALE MARKENABSTAENDE NACH LAGEOPTIMIERUNG

P4	P5	P6
0.02 MM	0.03 MM	0.05 MM

KEINE LOCKERUNG NACHWEISBAR (UNTER 0.3 MM)

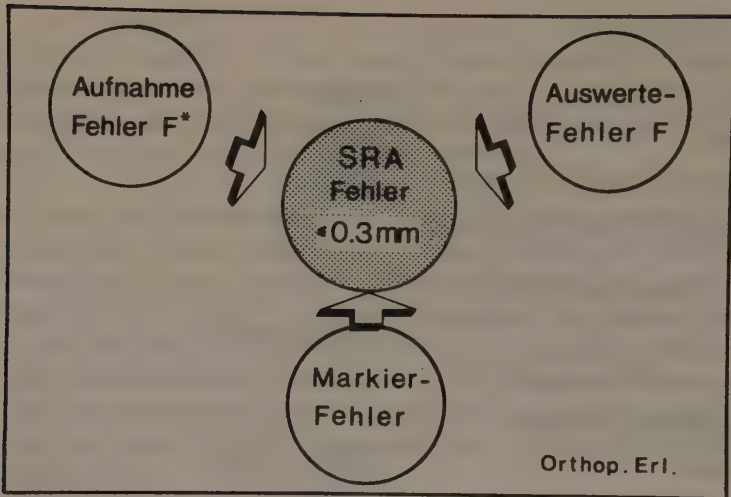


Abb. 68

Meßgenauigkeit der SRA

1. "Keine Lockerung nachweisbar (unter 0.3 mm)": Im Rahmen der SRA ist mit Sicherheit eine Lockerung auszuschließen.
2. "Keine Lockerung nachweisbar (unter 0.4 mm)" oder "Keine Lockerung nachweisbar (unter 0.5 mm)":
Je nach Lage der Markierungen im Knochen zueinander und je nach Aufnahmefehlern handelt es sich um Grenzbefunde, die im Rahmen der SRA den Verdacht einer präklinischen Lockerung begründen.
3. "Die Lockerung beträgt mm" :
Im Rahmen der SRA wurde mit Sicherheit eine Lockerung nachgewiesen. Der Betrag des Lockerungsvektors liegt über 0.5 mm und wird anschließend komponentenweise ausgegeben, wie z.B. in Tab.6 bei der Patientin Margarete J.

3.2 Kasuistik

Aus der Vielzahl der SRA-Ergebnisse seien im folgenden Abschnitt einige charakteristische Beispiele im Detail diskutiert, und zwar sowohl die Resultate von Längsschnittuntersuchungen (Kasus 1,2,3,4,6) als auch von Querschnittuntersuchungen, d.h. Funktionsaufnahmen (Kasus 2,3,5,6).

1. Patientin Margarete H., 47 Jahre (Abb.69)

Der Patientin war wegen hochgradiger Coxarthrose rechts am 8. 12. 77 eine Schalenprothese nach Wagner eingesetzt worden. Bei der Halbjahreskontrolle am 29. 5. 1978 fanden sich gegenüber dem SRA-Ausgangsbefund der Hüftschale die in Tab.12 angegebenen SRA-Befunde: Sowohl die Genauigkeitsparameter Δg , Δh , Δi als auch die Lockerungsparameter Δj , Δk , Δl liegen im Bereich der Meßgenauigkeit der Methode, so daß sich nach Lageoptimierung ein Vektor mit Betrag unter 0,3 mm ergibt. In diesem Fall werden die Komponenten des Lockerungsvektors nicht ausgegeben, sondern nur der Kommentar: "Keine Lockerung nachweisbar (unter 0.3 mm)".

Subjektiv war die Patientin zum Zeitpunkt der ersten Nachuntersuchung mit dem Operationsergebnis sehr zufrieden, sie benutzte keine Stockhilfe, das Gangbild war bei noch leicht eingeschränkter Hüftbeweglichkeit flüssig. In der Röntgenübersichtsaufnahme (Abb.69) zeigte die Schalenprothese keine erkennbaren Lockerungszeichen.

Ein Jahr später, am 18. 5. 1979, wurde die Patientin erneut zur SRA-Nachuntersuchung einbestellt (1 1/2-Jahres-Kontrolle). Bei unverändertem klinischen und röntgenologischen Bild fanden sich gegenüber dem Ausgangsbefund vom 15. 12. 1977 die in Tab.13 dargestellten SRA-Werte: Bei guter Relativlage der Marken zueinander und zur Schalenprothese zeigen die Kontrollparameter

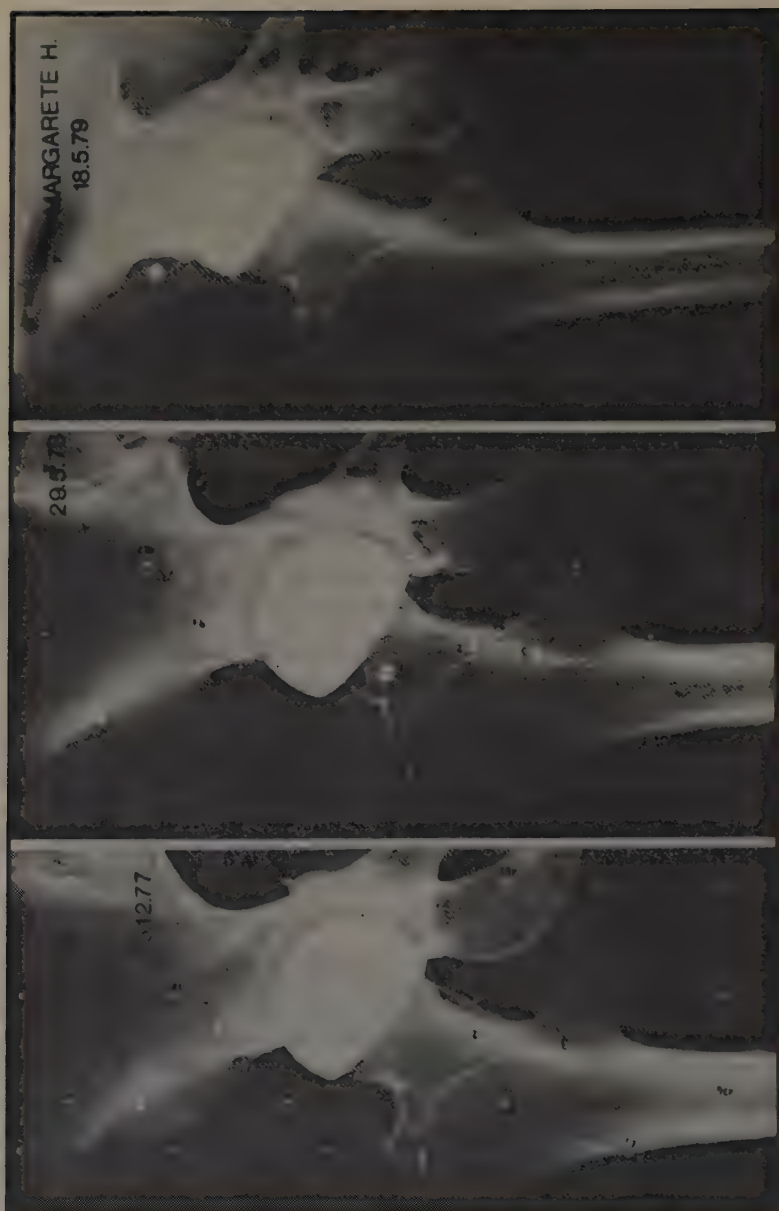


Abb. 69

Röntgenbefunde der Patientin Margarete H.

1. PERSONALDATEN

Tab. 12

NAME XXXXXXXXXX
 VORNAME MARGARETE
 GEBURTSTAG (TAG, MONAT, JAHR) 12.5.32
 GESCHLECHT (1=MAENNL., 2=WEIBL.) 2

2. MARKIERUNG UND PROTHESE

	LINKS	RECHTS
METALLMARKEN IN FEMUR		4
METALLMARKEN IM BECKEN		3
PROTHESE		SCHALE RECHTS

3. VERLAUFBSOBSCHTUNG

DATUM DER OPERATION 8.12.77
 DATUM DER 1. AUFNAHME 15.12.77
 DATUM DER 2. AUFNAHME 29.5.78

4. ERGEBNISSE

ABSTAENDE	1. AUFNAHME	2. AUFNAHME	DIFFERENZEN
P4-P5	38.94 MM	38.99 MM	0.05 MM
P4-P6	49.01 MM	49.00 MM	-0.01 MM
P5-P6	20.06 MM	19.95 MM	-0.10 MM
P4-M	47.79 MM	47.81 MM	0.02 MM
P5-M	39.43 MM	39.38 MM	-0.05 MM
P6-M	57.97 MM	57.81 MM	-0.16 MM

MINIMALE MARKENABSTAENDE NACH LAGEOPTIMIERUNG

P4	P5	P6
0.02 MM	0.06 MM	0.05 MM

KEINE LOCKERUNG NACHWEISBAR (UNTER 0.3 MM)

DOKUMENTATIONSBOGEN ZUR VERLAUFSBEOBACHTUNG

Tab. 13

1. PERSONALDATEN

NAME XXXXXXXXXX
VORNAME MARGARETE
GEBURTSTAG (TAG, MONAT, JAHR) 12.5.32
GESCHLECHT (1=MAENNL., 2=WEIBL.) 2

2. MARKIERUNG UND PROTHESE

	LINKS	RECHTS
METALLMARKEN IN FEMUR		4
METALLMARKEN IM BECKEN		3
PROTHESE		SCHALE RECHTS

3. VERLAUFSBEOBACHTUNG

DATUM DER OPERATION 8.12.77
DATUM DER 1. AUFNAHME 15.12.77
DATUM DER 2. AUFNAHME 18.5.79

4. ERGEBNISSE

ABSTAENDE	1. AUFNAHME	2. AUFNAHME	DIFFERENZEN
P4-P5	38.94 MM	38.95 MM	0.01 MM
P4-P6	49.26 MM	49.15 MM	-0.11 MM
P5-P6	20.00 MM	19.91 MM	-0.09 MM
P4-M	47.79 MM	47.49 MM	-0.30 MM
P5-M	39.43 MM	39.08 MM	-0.35 MM
P6-M	57.88 MM	57.46 MM	-0.42 MM

MINIMALE MARKENABSTAENDE NACH LAGEOPTIMIERUNG

P4	P5	P6
0.04 MM	0.04 MM	0.08 MM

KEINE LOCKERUNG NACHWEISBAR (UNTER 0.4 MM)

1. PERSONALDATEN

Tab. 14

NAME XXXXXXXXXX

VORNAME MARGARETE

GEBURTSTAG (TAG, MONAT, JAHR) 12.5.32

GESCHLECHT (1=MAENNL., 2=WEIBL.) 2

2. MARKIERUNG UND PROTHESE

	LINKS	RECHTS
METALLMARKEN IN FEMUR		4
METALLMARKEN IM BECKEN		3
PROTHESE	SCHALE	RECHTS

3. VERLAUFSBEOBACHTUNG

DATUM DER OPERATION 8.12.77

DATUM DER 1. AUFNAHME 29.5.78

DATUM DER 2. AUFNAHME 18.5.79

4. ERGEBNISSE

ABSTAEUNDE	1. AUFNAHME	2. AUFNAHME	DIFFERENZEN
P4-P5	38.95 MM	38.95 MM	0.00 MM
P4-P6	49.05 MM	49.15 MM	0.10 MM
P5-P6	19.95 MM	19.91 MM	-0.04 MM
P4-M	47.77 MM	47.49 MM	-0.28 MM
P5-M	39.38 MM	39.08 MM	-0.30 MM
P6-M	57.81 MM	57.46 MM	-0.35 MM

MINIMALE MARKENABSTAEUNDE NACH LAGEOPTIMIERUNG

P4	P5	P6
0.05 MM	0.07 MM	0.07 MM

KEINE LOCKERUNG NACHWEISBAR (UNTER 0.4 MM)

insgesamt größere Werte als bei der ersten Nachuntersuchung. Die Schalenprothese hat sich, wie am negativen Vorzeichen von Δj , Δk , Δl zu erkennen ist, auf dem Schenkelhals etwas aufgestaucht, jedoch liegt der nach Lageoptimierung der Marken berechnete Lockerungsvektor unter 0.4 mm Gesamtlockerung.

Obwohl die Patientin sich subjektiv wohlfühlt, zeigt die SRA-Längsschnittuntersuchung, daß die Prothese proportional zur Implantatverweildauer kontinuierlich auf dem Schenkelhals einsinkt und nach lateral-dorsal abkippt. So liegen die in Tab. 14 gezeigten Lockerungswerte der Patientin zwischen der zweiten Nachuntersuchung am 18.5.79 und der ersten Nachuntersuchung am 29.5.78 zwischen den Werten von zweiter Nachuntersuchung/Ausgangsbefund (Tab.13) und erster Nachuntersuchung/Ausgangsbefund (Tab.12).

Es handelt sich hier um einen stereotyp bei vielen Schalenprothesen gesehenen SRA-Grenzbefund: Obwohl die Patienten mit ihrem Hüftersatz subjektiv beschwerdefrei und auch der klinische sowie der röntgenologische Befund regelrecht sind, zeigt die SRA-Längsschnittuntersuchung, daß die Prothese proportional zur Implantatverweildauer kontinuierlich auf dem Schenkelhals aufsintert und auch nach lateral-dorsal abkippt. Eine graphische Rekonstruktion der Raumgeometrie dieser Lockerungsbewegung in den unterschiedlichen Raumebenen läßt erkennen, daß die Schale entsprechend der auf das Hüftgelenk einwirkenden Kräfte resultierenden auf den spongiösen Schenkelhals aufgestaucht wird.

Der vorstehend beschriebene Sachverhalt erhellt erneut die bekannte Schwierigkeit einer zuverlässigen Unterscheidung zwischen "Lockerung" und "Verlagerung" eines Implantats. Solange nicht durch eine größer angelegte prospektive SRA-Längsschnittstudie das Schicksal derjenigen Patienten mit einer rein numerischen, nicht aber klinischen Lockerung ihres Implantates geklärt ist, sind wir geneigt, die Grenzbefunde mit einem Betrag des Lockerungsvektors zwischen 0.3 und 0.5 mm als "Präklinische Lockerung" bzw. "keine Lockerung nachweisbar" zu bewerten.

2. Patientin Lotte B., 56 Jahre (Abb.70,71)

Der Patientin war bei Dysplasie-Coxarthrose rechts am 21.4.1978 eine Schalenprothese nach Wagner implantiert worden. Bei der Nachuntersuchung am 30.10.1978 klagte die Patientin über deutlicher auftretende, leistungsabhängige Beschwerden rechts, sie konnte nur mit Gehstütze laufen. Daraufhin wurde am 31.10.1978 eine SRA-Untersuchung anberaumt, das Ergebnis für die Hüftschale zeigt Tab.15, das Ergebnis für die Hüftpfanne Tab.16. Obwohl die Lockerungsparameter wiederum die schon von der vorigen Kasuistik her bekannte Aufstauchung auf den Schenkelhals anzeigten, lag der Lockerungsvektor im Vergleich zur Erstuntersuchung unter 0,3 mm, sodaß trotz eines klinischen Verdachts auf eine eventuelle Lockerung ein solcher durch die SRA nicht erhärtet werden konnte.

Zusätzlich wurde bei dieser Nachuntersuchung ein zweites Stereobild in Abduktion der operierten Extremität angefertigt, sodaß zusammen mit dem anderen Stereobild, welches in Normal-lage (Adduktion) der Patientin angefertigt worden war, ein Funktionsaufnahmepaar vorlag (Abb.70), dessen SRA-Resultate für die Hüftpfanne in Tab. 17 und für die Hüftschale in Tab.18 gezeigt sind: Die Genauigkeits- und die Lockerungsparameter der Querschnittuntersuchung ergaben einen eindeutig negativen Lockerungsbefund (unter 0,3 mm).

Am 4.5.79 wurde die Patientin zur SRA-Jahreskontrolle einbestellt (Abb.71), das Ergebnis für die Hüftschale (Tab.19) und ebenso der Hüftpfanne (Tab.20) zeigt nach Lageoptimierung einen Betrag der Verlagerung von 0,4 mm, bzw. 0,3 mm, eine Lockerung der Prothesenteile ist somit nicht nachweisbar. Die Patientin war bei dieser Nachuntersuchung klinisch beschwerdefrei.

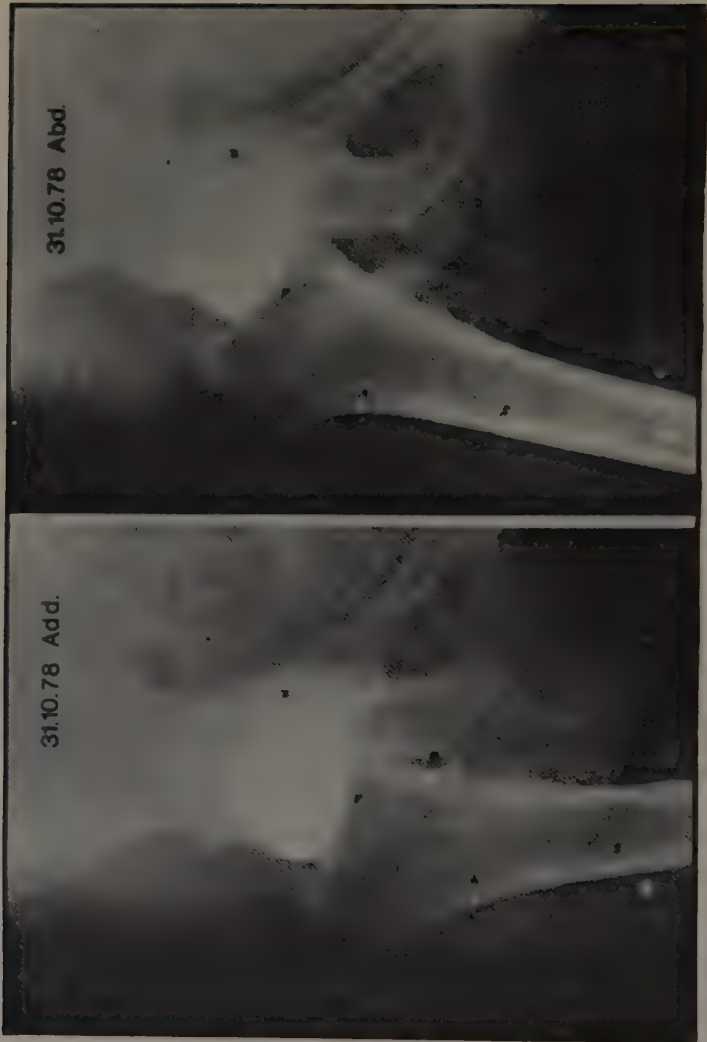


Abb. 70

Funktionsaufnahmen der Patientin Lotte B.

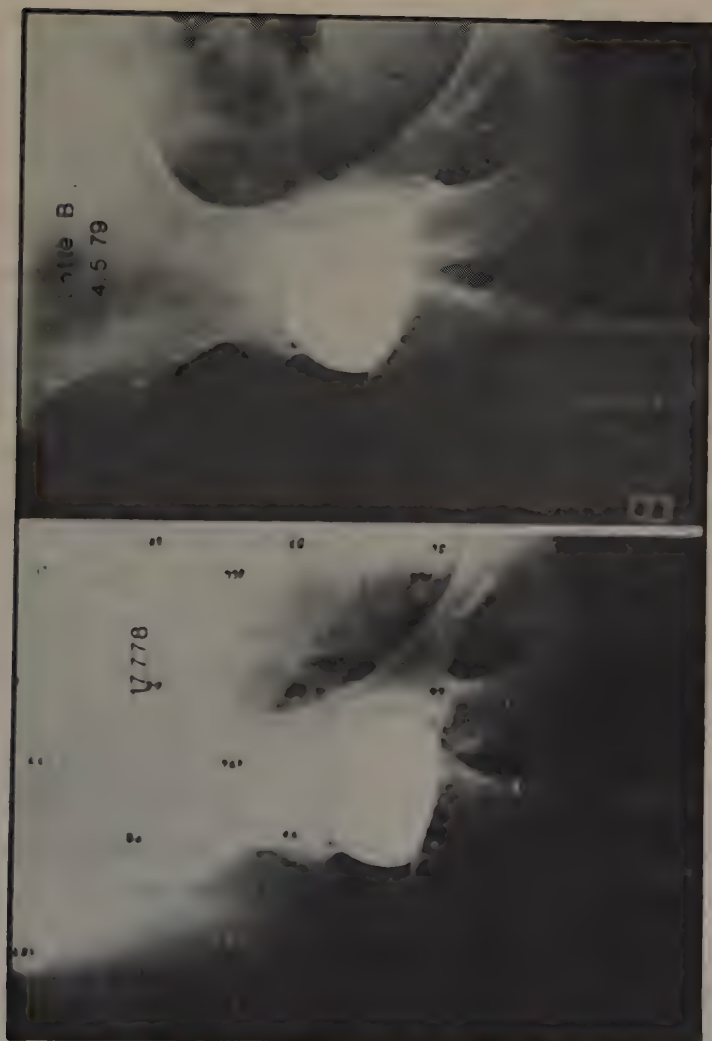


Abb. 71

Röntgenbefunde der Patientin Lotte B.

DOKUMENTATIONSBOGEN ZUR VERLAUFSBEOBACHTUNG

1. PERSONALDATEN

Tab. 15

NAME

VORNAME

LOTTE

GEBURTSTAG (TAG, MONAT, JAHR)

6.8.23

GESCHLECHT (1=MAENNL., 2=WEIBL.) 2

2. MARKIERUNG UND PROTHESE

LINKS RECHTS

METALLMARKEN IN FEMUR

4

METALLMARKEN IM BECKEN

3

PROTHESE

SCHALE RECHTS

3. VERLAUFSBEOBACHTUNG

DATUM DER OPERATION

21.4.78

DATUM DER 1. AUFNAHME

17.7.78

DATUM DER 2. AUFNAHME

31.10.78

4. ERGEBNISSE

ABSTAEUNDE 1. AUFNAHME 2. AUFNAHME DIFFERENZEN

P4-P5	38.26 MM	38.22 MM	-0.04 MM
P4-P6	60.35 MM	60.35 MM	-0.01 MM
P5-P6	43.16 MM	43.14 MM	-0.02 MM
P4-M	39.94 MM	39.88 MM	-0.06 MM
P5-M	63.23 MM	63.10 MM	-0.13 MM
P6-M	96.75 MM	96.72 MM	-0.03 MM

MINIMALE MARKENABSTAEUNDE NACH LAGEOPTIMIERUNG

P4	P5	P6
0.03 MM	0.04 MM	0.02 MM

KEINE LOCKERUNG NACHWEISBAR (UNTER 0.3 MM)

DOKUMENTATIONSBOGEN ZUR VERLAUFSBEOBACHTUNG

1. PERSONALDATEN

Tab. 16

NAME XXXXXXXXXX
 VORNAME LOTTE
 GEBURTSTAG (TAG, MONAT, JAHR) 6.8.23
 GESCHLECHT (1=MAENNL., 2=WEIBL.) 2

2. MARKIERUNG UND PROTHESE

	LINKS	RECHTS
METALLMARKEN IN FEMUR		4
METALLMARKEN IM BECKEN		3
PROTHESE		PFANNE RECHTS

3. VERLAUFSBEOBACHTUNG

DATUM DER OPERATION 21.4.78
 DATUM DER 1. AUFNAHME 17.7.78
 DATUM DER 2. AUFNAHME 31.10.78

4. ERGEBNISSE

ABSTAENDE	1. AUFNAHME	2. AUFNAHME	DIFFERENZEN
P1-P2	29.08 MM	29.05 MM	-0.03 MM
P1-P3	47.59 MM	47.50 MM	-0.09 MM
P2-P3	53.33 MM	53.21 MM	-0.12 MM
P1-N	83.79 MM	83.66 MM	-0.13 MM
P2-N	71.01 MM	71.05 MM	0.04 MM
P3-N	123.66 MM	123.82 MM	0.16 MM

MINIMALE MARKENABSTAENDE NACH LAGEOPTIMIERUNG

P1	P2	P3
0.02 MM	0.03 MM	0.08 MM

KEINE LOCKERUNG NACHWEISBAR (UNTER 0.3 MM)

DOKUMENTATIONSBOGEN FÜR FUNKTIONSAUFNAHMEN

1. PERSONALDATEN

Tab. 17

NAMÉ XXXXXXXXXX
 VORNAME LOTTE
 GEBURTSTAG (TAG, MONAT, JAHR) 6.8.23
 GESCHLECHT (1=MAENNL., 2=WEIBL.) 2

2. MARKIERUNG UND PROTHESE

	LINKS	RECHTS
METALLMARKEN IN FEMUR		4
METALLMARKEN IM BECKEN		3
PROTHESE	PFANNE RECHTS	

3. FUNKTIONSAUFNAHMEN

DATUM DER AUFNAHMEN = 31.10.78
 ART DER 1. AUFNAHME = ADDUKTION
 ART DER 2. AUFNAHME ABDUKTION

4. ERGEBNISSE

ABSTAEENDE	1. AUFNAHME	2. AUFNAHME	DIFFERENZEN
P1-P2	29.05 MM	29.18 MM	0.13 MM
P1-P3	47.50 MM	47.52 MM	0.02 MM
P2-P3	53.21 MM	53.16 MM	-0.05 MM
P1-N	83.66 MM	83.74 MM	0.08 MM
P2-N	71.05 MM	71.15 MM	0.10 MM
P3-N	123.82 MM	123.70 MM	-0.12 MM

MINIMALE MARKENABSTAEENDE NACH LAGEOPTIMIERUNG

P1	P2	P3
0.03 MM	0.08 MM	0.06 MM

KEINE LOCKERUNG NACHWEISBAR (UNTER 0.3 MM)

DOCUMENTATIONSLOSSEN FÜR FUNKTIONSAUFNAHMEN

1. PERSONALDATEN

Tab. 18

NAME XXXXXXXXXX
 VORNAME LOTTE
 GEBURTSTAG (TAG, MONAT, JAHR) 6.8.23
 GESCHLECHT (1=MAENNL., 2=WEIBL.) 2

2. MARKIERUNG UND PROTHESE

	LINKS	RECHTS
METALLMARKEN IN FEMUR		4
METALLMARKEN IM BECKEN		3
PROTHESE	SCHALE	RECHTS

3. FUNKTIONSAUFNAHMEN

DATUM DER AUFNAHMEN 31.10.78
 ART DER 1. AUFNAHME ADDUKTION
 ART DER 2. AUFNAHME ABDUKTION

4. ERGEBNISSE

ABSTAENDE	1. AUFNAHME	2. AUFNAHME	DIFFERENZEN
P4-P5	38.22 MM	38.14 MM	-0.08 MM
P4-P6	60.35 MM	60.36 MM	0.00 MM
P5-P6	43.14 MM	43.04 MM	-0.10 MM
P4-M	39.88 MM	39.61 MM	-0.28 MM
P5-M	63.10 MM	62.87 MM	-0.23 MM
P6-M	96.72 MM	96.48 MM	-0.24 MM

MINIMALE MARKENABSTAENDE NACH LAGEOPTIMIERUNG

P4	P5	P6
0.04 MM	0.09 MM	0.04 MM

KEINE LOCKERUNG NACHWEISBAR (UNTER 0.3 MM)

DOKUMENTATIONSBOGEN ZUR VERLAUFSBEOBACHTUNG

1. PERSONALDATEN

Tab. 20

NAME XXXXXXXXXX
 VORNAME LOTTE
 GEBURTSTAG (TAG, MONAT, JAHR) 6.8.23
 GESCHLECHT (1=MAENNL., 2=WEIBL.) 2

2. MARKIERUNG UND PROTHESE

	LINKS	RECHTS
METALLMARKEN IN FEMUR		4
METALLMARKEN IM BECKEN		3
PROTHESE		PFANNE RECHTS

3. VERLAUFSBEOBACHTUNG

DATUM DER OPERATION 21.4.78
 DATUM DER 1. AUFNAHME 17.7.78
 DATUM DER 2. AUFNAHME 4.5.79

4. ERGEBNISSE

ABSTAEUDE	1. AUFNAHME	2. AUFNAHME	DIFFERENZEN
P1-P2	29.08 MM	29.13 MM	0.05 MM
P1-P3	47.59 MM	47.48 MM	-0.11 MM
P2-P3	53.33 MM	53.24 MM	-0.09 MM
P1-N	83.79 MM	83.71 MM	-0.08 MM
P2-N	71.01 MM	71.20 MM	0.19 MM
P3-N	123.66 MM	123.78 MM	0.12 MM

MINIMALE MARKENABSTAEUDE NACH LAGEOPTIMIERUNG

P1	P2	P3
0.02 MM	0.05 MM	0.09 MM

KEINE LOCKERUNG NACHWEISBAR (UNTER 0.3 MM)

DOCUMENTATIONSBOGEN ZUR VERLAUFSBEOBACHTUNG

1. PERSONALDATEN

Tab. 19

NAME XXXXXXXXXX
 VORNAME LOTTE
 GEBURTSTAG (TAG, MONAT, JAHR) 6.8.23
 GESCHLECHT (1=MAENNL., 2=WEIBL.) 2

2. MARKIERUNG UND PROTHESE

	LINKS	RECHTS
METALLMARKEN IN FEMUR		4
METALLMARKEN IM BECKEN		3
PROTHESE		SCHALE RECHTS

3. VERLAUFSBEOBACHTUNG

DATUM DER OPERATION 21.4.78
 DATUM DER 1. AUFNAHME 17.7.78
 DATUM DER 2. AUFNAHME 4.5.79

4. ERGEBNISSE

ABSTAEUNDE	1. AUFNAHME	2. AUFNAHME	DIFFERENZEN
P4-P5	38.26 MM	38.28 MM	0.02 MM
P4-P6	60.35 MM	60.43 MM	0.08 MM
P5-P6	43.16 MM	43.12 MM	-0.05 MM
P4-M	39.94 MM	39.86 MM	-0.07 MM
P5-M	63.23 MM	63.00 MM	-0.23 MM
P6-M	96.75 MM	96.63 MM	-0.12 MM

MINIMALE MARKENABSTAEUNDE NACH LAGEOPTIMIERUNG

P4	P5	P6
0.06 MM	0.05 MM	0.04 MM

KEINE LOCKERUNG NACHWEISBAR (UNTER 0.4 MM)

Dieses Beispiel bestätigt erneut die Tatsache, daß auch bei festsitzender Prothese vorübergehend ein klinisches Beschwerdebild vorliegen kann, welches für einen Lockerungsverdacht spricht. Die SRA kann in diesen Fällen durch den Ausschluß einer Lockerung zur differentialdiagnostischen Abklärung der Schmerzsymptome beitragen.

3. Patientin Gertrud B., 69 Jahre (Abb.72,73)

Dieser Patientin mit Coxarthrose links mit Beugeabduktion-Außenrotations-Kontraktur wurde am 9.11.1977 eine Schalenprothese nach WAGNER implantiert. Bei der ersten Nachuntersuchung am 22.5.1978 (Halbjahreskontrolle, $t'=1/2$) zeigte die Patientin subjektiv und klinisch ein gutes postoperatives Ergebnis, das Gangbild war mit Stock flott und sicher, die Hüftbeweglichkeit nur in Innenrotation eingeschränkt. Das Ergebnis der SRA-Untersuchung (Abb.72 und Tab.21) zeigte demgegenüber zu diesem Zeitpunkt im Vergleich zum Ausgangsbefund (postoperativ, $t=0$) eine eindeutige Lockerung der Schale von 0.76 mm.

Bei der zweiten Nachuntersuchung am 9.3.1979 ($1\frac{1}{2}$ - Jahreskontrolle, $t''' = 1\frac{1}{2}$) gab die Patientin einen starken Anlaufschmerz und auch zunehmende bis zum Knie ausstrahlende Ruheschmerzen an, sodaß nunmehr auch klinisch ein dringender Lockerungsverdacht bestand. Die SRA-Untersuchung (Tab.22) zeigte gegenüber der ersten Nachuntersuchung abermals eine deutliche Verlagerung des Implantats von 1.56 mm, wobei sich die Komponenten des Lockerungsvektors gleichsinnig zu den früheren Werten verändert hatten.

Im Vergleich zum Ausgangsbefund ($t=0$) beträgt die Lockerung der Schale (Tab.23) zum Zeitpunkt der zweiten Nachuntersuchung ($t''' = 1\frac{1}{2}$) insgesamt 2.28 mm, der Lockerungsvektor hat die Komponenten:

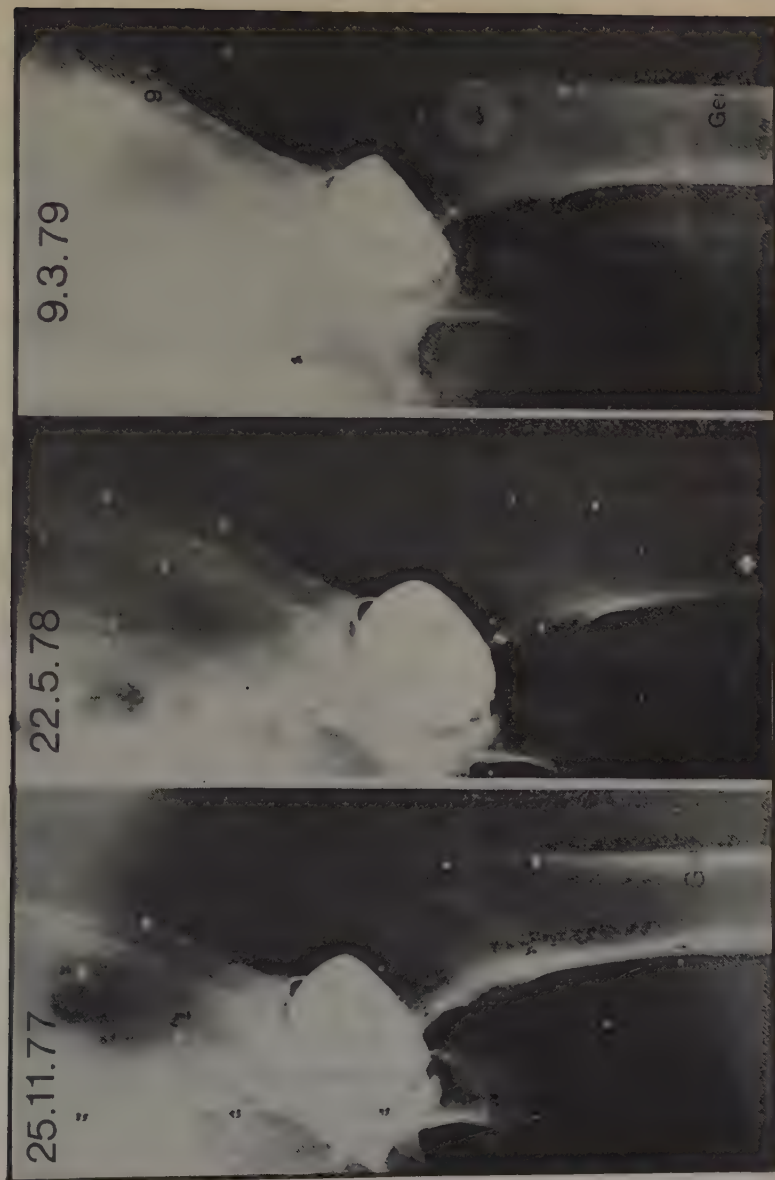


Abb. 72

Röntgenbefunde der Patientin Gertrud B.

DOKUMENTATIONSBOGEN ZUR VERLAUFSBEOBACHTUNG

1. PERSONALDATEN

Tab. 21

NAME XXXXXXXXXX
 VORNAME GERTRUD
 GEBURTSTAG (TAG, MONAT, JAHR) 24.11.10
 GESCHLECHT (1=MAENNL., 2=WEIBL.) 2

2. MARKIERUNG UND PROTHESE

	LINKS	RECHTS
METALLMARKEN IN FEMUR	3	
METALLMARKEN IM BECKEN	3	
PROTHESE	SCHALE LINKS	

3. VERLAUFSBEOBACHTUNG

DATUM DER OPERATION 9.11.77
 DATUM DER 1. AUFNAHME 25.11.77
 DATUM DER 2. AUFNAHME 22.5.78

4. ERGEBNISSE

ABSTAENDE	1. AUFNAHME	2. AUFNAHME	DIFFERENZEN
P4-P5	39.80 MM	39.90 MM	0.10 MM
P4-P6	52.25 MM	52.34 MM	0.09 MM
P5-P6	29.29 MM	29.11 MM	-0.17 MM
P4-M	21.93 MM	21.20 MM	-0.73 MM
P5-M	51.21 MM	50.70 MM	-0.50 MM
P6-M	70.12 MM	69.40 MM	-0.72 MM

MINIMALE MARKENABSTAENDE NACH LAGEOPTIMIERUNG

P4	P5	P6
0.09 MM	0.11 MM	0.08 MM

DIE LOCKERUNG BETRAEGT 0.76 MM

DIE VERLAGERUNG DER PROTHESE ERFOLGTE IN

CRANIO-CAUDALER RICHTUNG UM	0.63 MM
MEDIO-LATERALER RICHTUNG UM	0.30 MM
VENTRO-DORSALER RICHTUNG UM	0.30 MM

DOKUMENTATIONSBOGEN ZUR VERLAUFSBEOBACHTUNG

1. PERSONALDATEN

Tab. 22

NAME

VORNAME

GERTRUD

GEBURTSTAG (TAG, MONAT, JAHR)

24.11.10

GESCHLECHT (1=MAENNL., 2=WEIBL.) 2

2. MARKIERUNG UND PROTHESE

LINKS RECHTS

METALLMARKEN IN FEMUR

3

METALLMARKEN IM BECKEN

3

PROTHESE

SCHALE LINKS

3. VERLAUFSBEOBACHTUNG

DATUM DER OPERATION

9.11.77

DATUM DER 1. AUFNAHME

22.5.78

DATUM DER 2. AUFNAHME

9.3.79

4. ERGEBNISSE

ABSTAEUNDE 1. AUFNAHME 2. AUFNAHME DIFFERENZEN

P4-P5	39.90 MM	39.85 MM	-0.05 MM
P4-P6	52.34 MM	52.38 MM	0.05 MM
P5-P6	29.11 MM	29.09 MM	-0.02 MM
P4-M	21.20 MM	19.73 MM	-1.47 MM
P5-M	50.70 MM	49.29 MM	-1.42 MM
P6-M	69.40 MM	67.89 MM	-1.51 MM

MINIMALE MARKENABSTAEUNDE NACH LAGEOPTIMIERUNG

P4	P5	P6
0.03 MM	0.05 MM	0.04 MM

DIE LOCKERUNG BETRAEGT 1.56 MM

DIE VERLAGERUNG DER PROTHESE ERFOLGTE IN

CRANIO-CAUDALER RICHTUNG UM	1.28 MM
MEDIO-LATERALER RICHTUNG UM	0.85 MM
VENTRO-DORSALER RICHTUNG UM	0.29 MM

DOKUMENTATIONSBOGEN ZUR VERLAUFSBEOBACHTUNG

1. PERSONALDATEN

Tab. 23

NAME XXXXXXXXXX
 VORNAME GERTRUD
 GEBURTSTAG (TAG, MONAT, JAHR) 24.11.10
 GESCHLECHT (1=MAENNL., 2=WEIBL.) 2

2. MARKIERUNG UND PROTHESE

	LINKS	RECHTS
METALLMARKEN IN FEMUR	3	
METALLMARKEN IM BECKEN	3	
PROTHESE	SCHALE	LINKS

3. VERLAUFSBEOBACHTUNG

DATUM DER OPERATION 9.11.77
 DATUM DER 1. AUFNAHME 25.11.77
 DATUM DER 2. AUFNAHME 9.3.79

4. ERGEBNISSE

ABSTAENDE	1. AUFNAHME	2. AUFNAHME	DIFFERENZEN
P4-P5	39.80 MM	39.85 MM	0.05 MM
P4-P6	52.25 MM	52.38 MM	0.14 MM
P5-P6	29.29 MM	29.09 MM	-0.19 MM
P4-M	21.93 MM	19.73 MM	-2.20 MM
P5-M	51.21 MM	49.29 MM	-1.92 MM
P6-M	70.12 MM	67.89 MM	-2.23 MM

MINIMALE MARKENABSTAENDE NACH LAGEOPTIMIERUNG

P4	P5	P6
0.10 MM	0.14 MM	0.11 MM

DIE LOCKERUNG BETRAEGT 2.28 MM

DIE VERLAGERUNG DER PROTHESE ERFOLGTE IN

CRANIO-CAUDALER RICHTUNG UM	1.92 MM
MEDIO-LATERALER RICHTUNG UM	1.17 MM
VENTRO-DORSALER RICHTUNG UM	0.37 MM

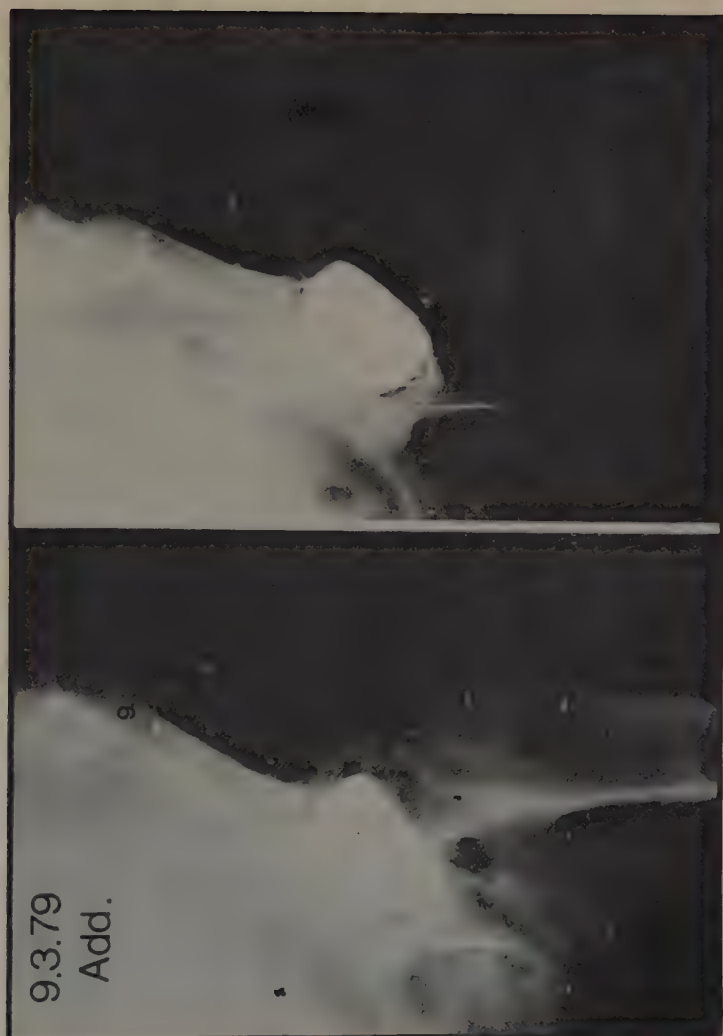


Abb. 73

Funktionsaufnahmen der Patientin Gertrud B.

DOKUMENTATIONSBOGEN FUER FUNKTIONSAUFNAHMEN

1. PERSONALDATEN

Tab. 24

NAME

VORNAME

GERTRUD

GEBURTSTAG (TAG, MONAT, JAHR)

24.11.10

GESCHLECHT (1=MAENNL., 2=WEIBL.) 2

2. MARKIERUNG UND PROTHESE

LINKS RECHTS

METALLMARKEN IN FEMUR

3

METALLMARKEN IM BECKEN

3

PROTHESE

SCHALE LINKS

3. FUNKTIONSAUFNAHMEN

DATUM DER AUFNAHMEN

9.3.79

ART DER 1. AUFNAHME

ADDUKTION

ART DER 2. AUFNAHME

ABDUKTION

4. ERGEBNISSE

ABSTAENDE 1.AUFNAHME 2.AUFNAHME DIFFERENZEN

P4-P5	29.14 MM	29.09 MM	-0.04 MM
P4-P6	39.92 MM	39.85 MM	-0.07 MM
P5-P6	52.38 MM	52.38 MM	0.01 MM
P4-M	49.54 MM	49.29 MM	-0.25 MM
P5-M	68.02 MM	67.89 MM	-0.12 MM
P6-M	19.97 MM	19.73 MM	-0.24 MM

MINIMALE MARKENABSTAENDE NACH LAGEOPTIMIERUNG

P4	P5	P6
0.06 MM	0.03 MM	0.03 MM

DIE LOCKERUNG BETRAEGT 0.62 MM

DIE VERLAGERUNG DER PROTHESE ERFOLGTE IN

CRANIO-CAUDALER RICHTUNG UM	0.15 MM
MEDIO-LATERALER RICHTUNG UM	0.25 MM
DORSO-VENTRALER RICHTUNG UM	0.55 MM

DOKUMENTATIONSBOGEN FÜR FUNKTIONSAUFNAHMEN

1. PERSONALDATEN

Tab. 25

NAME XXXXXXXXXX
 VORNAME GERTRUD
 GEBURTSTAG (TAG, MONAT, JAHR) 24.11.10
 GESCHLECHT (1=MAENNL., 2=WEIBL.) 2

2. MARKIERUNG UND PROTHESE

	LINKS	RECHTS
METALLMARKEN IN FEMUR	3	
METALLMARKEN IM BECKEN	3	
PROTHESE	PFANNE LINKS	

3. FUNKTIONSAUFNAHMEN

DATUM DER AUFNAHMEN 9.3.79
 ART DER 1. AUFNAHME ADDUKTION
 ART DER 2. AUFNAHME ABDUKTION

4. ERGEBNISSE

ABSTAEUNDE	1. AUFNAHME	2. AUFNAHME	DIFFERENZEN
P1-P2	43.03 MM	42.90 MM	-0.12 MM
P1-P3	48.01 MM	47.86 MM	-0.16 MM
P2-P3	30.28 MM	30.18 MM	-0.10 MM
P1-N	74.13 MM	73.82 MM	-0.31 MM
P2-N	100.07 MM	99.36 MM	-0.71 MM
P3-N	78.71 MM	77.93 MM	-0.79 MM

MINIMALE MARKENABSTAEUNDE NACH LAGEOPTIMIERUNG

P1	P2	P3
0.09 MM	0.05 MM	0.08 MM

DIE LOCKERUNG BETRÄGT 1.06 MM

DIE VERLAGERUNG DER PROTHESE ERFOLGTE IN

CAUDO-CRANIALER RICHTUNG UM	0.62 MM
MEDIO-LATERALER RICHTUNG UM	0.37 MM
VENTRO-DORSALER RICHTUNG UM	0.78 MM

$$\vec{V}_{MM}^{O-1/2} = \begin{pmatrix} \text{cranio - caudal: } 1.92 \text{ mm} \\ \text{medio - lateral: } 1.17 \text{ mm} \\ \text{ventro- dorsal : } 0.37 \text{ mm} \end{pmatrix}$$

Bei der Kontrolluntersuchung am 9.3.1979 wurde neben der normalen Adduktionsaufnahme außerdem ein zweites Stereobild in Abduktionshaltung des linken Beins angefertigt, sodaß auch Funktionsaufnahmen für eine SRA-Auswertung zur Verfügung standen (Abb.73). Durch die Auswertung von Funktionsaufnahmen kann die Frage beantwortet werden, ob die Prothese dieser Patientin zwar im Laufe der 1 1/2 - jährigen Beobachtungszeit von ihrer ursprünglichen Ausgangsposition in eine andere Endposition gewandert, zwischenzeitlich aber doch immer wieder bindegewebig stabilisiert worden ist (sodaß von einer nicht therapiebedürftigen, weil zu jedem Zeitpunkt erneut fixierten Position des Implantats ausgegangen werden kann), oder ob die im Längsschnitt festgestellte numerische Implantatverlagerung einem zu beliebigen Zeitpunkten durch Funktionsaufnahmen nachweisbaren und damit therapiebedürftigen Bewegungsspiel des Kunstgelenks entspricht.

Die Ergebnisse der Funktionsaufnahmen für die Hüftschale dieser Patientin zeigt Tab.24, das entsprechende Ergebnis für die Hüftpfanne ist in Tab.25 dargestellt. Die in der Funktionsaufnahme festgestellte Lockerung der Hüftschale beträgt 0.62 mm, der Lockerungsvektor hat die Komponenten:

$$\vec{V}_{MM}^{\text{Funktion}} = \begin{pmatrix} \text{cranio - caudal: } 0.15 \text{ mm} \\ \text{medio - lateral: } 0.25 \text{ mm} \\ \text{dorso- ventral : } 0.55 \text{ mm} \end{pmatrix}$$

Die in der Funktionsaufnahme festgestellte Lockerung der Hüftpfanne beträgt 1.06 mm, der Lockerungsvektor hat die Komponenten:

$$\vec{V}_{\text{Funktion NN}} = \begin{pmatrix} \text{caudo - cranial: } 0.62 \text{ mm} \\ \text{medio - lateral: } 0.37 \text{ mm} \\ \text{ventro - dorsal: } 0.78 \text{ mm} \end{pmatrix}$$

Man sieht an den SRA-Funktionsresultaten, daß beide Kunstgelenkteile deutlich gelockert sind. Die bei der Schale im Querschnitt festgestellte Lockerung von 0.62 mm beträgt gegenüber der in der Längsschnittaufnahme festgestellten Verlagerung von 2.28 mm etwa 30 %. Das heißt, bei dieser Patientin konnten mindestens 30 % des von der Hüftschale in 1 1/2 Jahren durch Implantatverlagerung gewonnenen Bewegungsspiels nicht durch bindegewebige oder andere reparative Vorgänge kompensiert werden. Es ist sogar möglich und wahrscheinlich, daß ein wesentlich größerer Anteil oder vielleicht auch die gesamte im Zeitraum von 18 Monaten seit der Operation festgestellte Implantatverlagerung auch als aktuelle Lockerung vorliegt, da durch die von uns gewählte Art der Funktionsaufnahmen in Adduktion und Abduktion unter Umständen nicht die gesamte Lockerungsamplitude in allen 3 Raumebenen diagnostisch erfaßt werden kann.

4. Patientin Gertraud K., 62 Jahre (Abb.74)

Der Patientin wurde wegen einer Dysplasie-Coxarthrose am 15.3.1978 eine Schaftendoprothese implantiert, am 6.10.1978 wurde die Patientin zur Halbjahreskontrolle einbestellt. Bei dieser Untersuchung war die Patientin klinisch unauffällig, subjektiv fühlte sie sich beschwerdefrei; am 16.3.1979 wurde die Patientin im Rahmen der 1-Jahres-Kontrolle mit denselben klinischen und subjektiven Angaben vorstellig. Im Vergleich zum Ausgangsbefund ergab die SRA-Untersuchung bei der Halbjahreskontrolle keinen Hinweis auf Lockerung weder der Schaftprothese (Tab.26) noch der Hüftpfanne (Tab.27) und ebenso wenig konnten bei der 1-Jahres-Kontrolle (Tab.28 und 29) suspekt SRA-Befunde im Vergleich zum Ausgangsbefund erhoben werden.

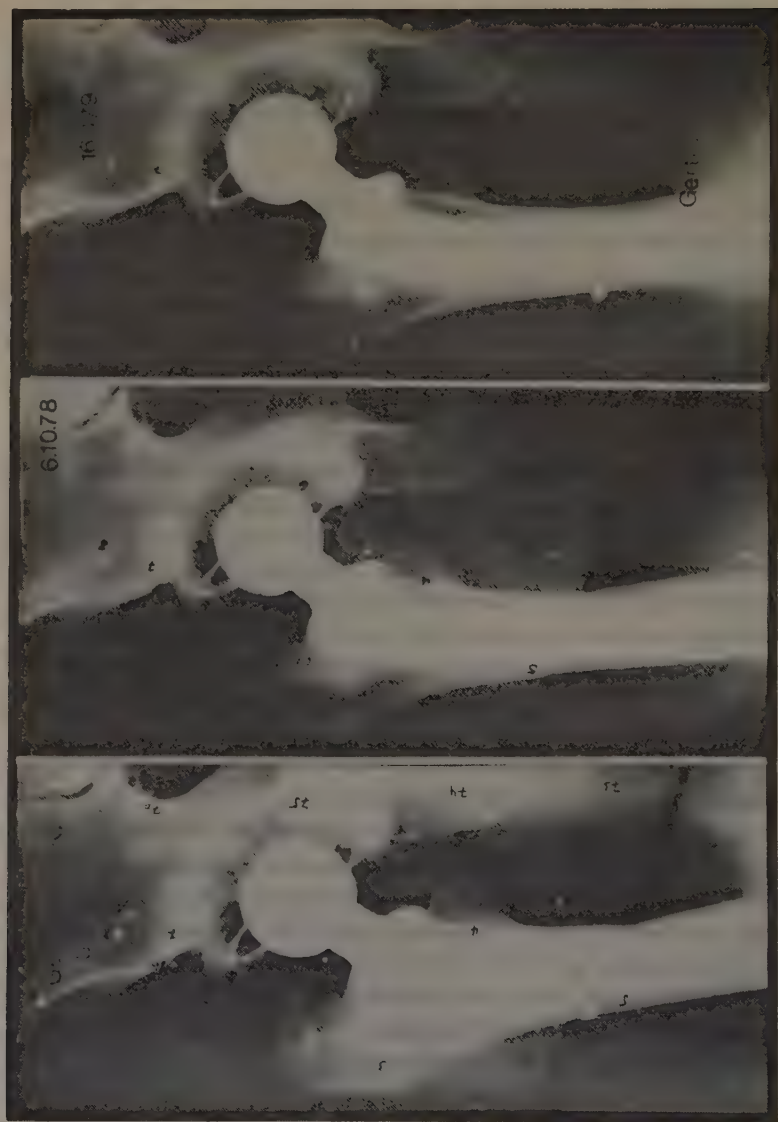


Abb. 74

Röntgenbefunde der Patientin Gertraud K.

DOKUMENTATIONSBogen ZUR VERLAUFSBEOBACHTUNG

1. PERSONALDATEN

Tab. 26

NAME

VORNAME

GERTRAUD

GEBURTSTAG (TAG, MONAT, JAHR)

7.2.17

GESCHLECHT (1=MAENNL., 2=WEIBL.) 2

2. MARKIERUNG UND PROTHESE

LINKS RECHTS

METALLMARKEN IN FEMUR

3

METALLMARKEN IM BECKEN

3

PROTHESE

TEP RECHTS

3. VERLAUFSBEOBACHTUNG

DATUM DER OPERATION

15.3.78

DATUM DER 1. AUFNAHME

3.4.78

DATUM DER 2. AUFNAHME

6.10.78

4. ERGEBNISSE

ABSTAEENDE	1. AUFNAHME	2. AUFNAHME	DIFFERENZEN
P4-P5	57.46 MM	57.46 MM	0.01 MM
P4-P6	65.83 MM	65.88 MM	0.06 MM
P5-P6	47.86 MM	47.84 MM	-0.02 MM
P4-M	69.43 MM	69.35 MM	-0.08 MM
P5-M	53.48 MM	53.39 MM	-0.09 MM
P6-M	98.60 MM	98.52 MM	-0.09 MM

MINIMALE MARKENABSTAEENDE NACH LAGEOPTIMIERUNG

P4	P5	P6
0.03 MM	0.02 MM	0.03 MM

KEINE LOCKERUNG NACHWEISBAR (UNTER 0.3 MM)

DOKUMENTATIONSBOGEN FÜR FUNKTIONSAUFNAHMEN

1. PERSONALDATEN

Tab. 27

NAME

VORNAME

GERTRAUD

GEBURTSTAG (TAG, MONAT, JAHR)

7.2.17

GESCHLECHT (1=MAENNL., 2=WEIBL.) 2

2. MARKIERUNG UND PROTHESE

LINKS RECHTS

METALLMARKEN IN FEMUR

3

METALLMARKEN IM BECKEN

3

PROTHESE

PFANNE RECHTS

3. FUNKTIONSAUFNAHMEN

OPERATIONSdatum

15.3.78

Datum der 1. Aufnahme

3.4.78

Datum der 2. Aufnahme

6.10.78

4. ERGEBNISSE

ABSTAEDE 1. AUFNAHME 2. AUFNAHME DIFFERENZEN

P1-P2	11.96 MM	12.07 MM	0.11 MM
P1-P3	51.23 MM	51.18 MM	-0.05 MM
P2-P3	45.20 MM	45.09 MM	-0.11 MM
P1-N	47.01 MM	47.15 MM	0.15 MM
P2-N	51.70 MM	51.57 MM	-0.13 MM
P3-N	97.34 MM	97.26 MM	-0.08 MM

MINIMALE MARKENABSTAEDE NACH LAGEOPTIMIERUNG

P1	P2	P3
0.03 MM	0.09 MM	0.06 MM

KEINE LOCKERUNG NACHWEISBAR (UNTER 0.3 MM)

DOKUMENTATIONSBOGEN ZUR VERLAUFSBEOBACHTUNG

1. PERSONALDATEN

Tab. 28

NAME

VORNAME

GERTRAUD

GEBURTSTAG (TAG, MONAT, JAHR) 7.2.17

GESCHLECHT (1=MAENNL., 2=WEIBL.) 2

2. MARKIERUNG UND PROTHESE

	LINKS	RECHTS
METALLMARKEN IN FEMUR		3
METALLMARKEN IM BECKEN		3
PROTHESE		TEP RECHTS

3. VERLAUFSBEOBACHTUNG

DATUM DER OPERATION	15.3.78
DATUM DER 1. AUFNAHME	3.4.78
DATUM DER 2. AUFNAHME	16.3.79

4. ERGEBNISSE

ABSTAENDE	1. AUFNAHME	2. AUFNAHME	DIFFERENZEN
P4-P5	57.46 MM	57.43 MM	-0.03 MM
P4-P6	65.83 MM	65.81 MM	-0.02 MM
P5-P6	47.86 MM	47.93 MM	0.07 MM
P4-M	69.43 MM	69.27 MM	-0.16 MM
P5-M	53.48 MM	53.36 MM	-0.12 MM
P6-M	98.60 MM	98.54 MM	-0.07 MM

MINIMALE MARKENABSTAENDE NACH LAGEOPTIMIERUNG

P4	P5	P6
0.04 MM	0.05 MM	0.01 MM

KEINE LOCKERUNG NACHWEISBAR (UNTER 0.3 MM)

DOKUMENTATIONSBOGEN FÜR FUNKTIONSAUFNAHMEN

1. PERSONALDATEN

Tab. 29

NAME XXXXXXXXXX

VORNAME GERTRAUD

GEBURTSTAG (TAG, MONAT, JAHR) 7.2.17

GESCHLECHT (1=MAENNL., 2=WEIBL.) 2

2. MARKIERUNG UND PROTHESE

	LINKS	RECHTS
METALLMARKEN IN FEMUR		3
METALLMARKEN IM BECKEN		3
PROTHESE		PFANNE RECHTS

3. FUNKTIONSAUFNAHMEN

DATUM DER OPERATION 15.3.78

DATUM DER 1. AUFNAHME 3.4.78

DATUM DER 2. AUFNAHME 16.3.79

4. ERGEBNISSE

ABSTAEUNDE	1. AUFNAHME	2. AUFNAHME	DIFFERENZEN
P1-P2	11.96 MM	12.01 MM	0.05 MM
P1-P3	51.23 MM	51.15 MM	-0.08 MM
P2-P3	45.20 MM	45.27 MM	0.08 MM
P1-N	47.01 MM	47.18 MM	0.17 MM
P2-N	51.70 MM	51.63 MM	-0.07 MM
P3-N	97.34 MM	97.13 MM	-0.21 MM

MINIMALE MARKENABSTAEUNDE NACH LAGEOPTIMIERUNG

P1	P2	P3
0.03 MM	0.05 MM	0.08 MM

KEINE LOCKERUNG NACHWEISBAR (UNTER 0.3 MM)

Dieses Ergebnis ist repräsentativ für die bei Verlaufsbeobachtungen von Schaftprothesen bisher erhobenen SRA-Befunde: Während sich bei den bisher mit dieser Methode nachuntersuchten Patienten bei fast allen Schalenprothesen bereits 1/2 Jahr post operationem ein Nachgeben des Implantatlagers und ein Wandern der Schale in Richtung der resultierenden Körperkraft feststellen ließ, saßen die Schaftendoprothesen des von uns nachuntersuchten Patientenguts im bisherigen Beobachtungszeitraum von 1/2 bis 1 1/2 Jahren postoperativ im allgemeinen fest bzw. verlagerten sich um signifikant geringere Amplituden.

5. Patientin Johanna P., 50 Jahre (Abb.75)

Der Patientin wurde am 15.12.76 eine Schalenprothese links implantiert. Bei der Nachuntersuchung am 19.5.1978 gab die Patientin starke, von der Belastung abhängige Schmerzen im Bereich der Leiste und des Trochanter major an. Die Gelenkbeweglichkeit war aktiv und passiv eingeschränkt, die Untersuchung unter dem Bildwandler, von mehreren praktisch erfahrenen Ärzten der Klinik durchgeführt, ergab keine eindeutigen Lockerungszeichen, so daß man sich für das klinische Urteil: "nicht sicher feststellbare Lockerung, eher fest" entschied. Die bei dieser Patientin am 19.5.1978 angefertigten Stereo-Funktionsaufnahmen in Adduktion und Abduktion ergaben demgegenüber bei SRA-Auswertung (Tab.30) eine eindeutige Lockerung der Schale von 1.74 mm, die Komponenten des Lockerungsvektors lauteten:

$$\vec{V}_{\text{Funktion}}^{\text{MM}} = \begin{pmatrix} \text{caudo - cranial: } 1.04 \text{ mm} \\ \text{latero- medial: } 0.41 \text{ mm} \\ \text{dorso - ventral: } 1.33 \text{ mm} \end{pmatrix}$$

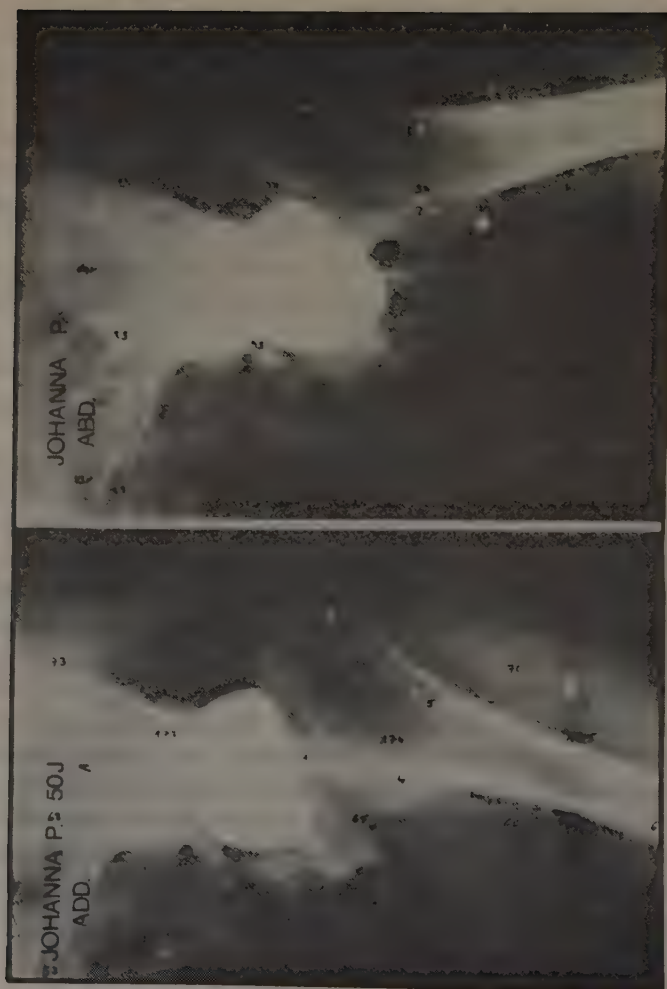


Abb. 75

Röntgenbefunde der Patientin Johanna P.

DOKUMENTATIONSBogen FÜR FUNKTIONSAUFNAHMEN

1. PERSONALDATEN

Tab. 30

NAME XXXXXXXXXX
 VORNAME JOHANNA
 GEBURTSTAG (TAG, MONAT, JAHR) 10.11.29
 GESCHLECHT (1=MAENNL., 2=WEIBL.) 2

2. MARKIERUNG UND PROTHESE

	LINKS	RECHTS
METALLMARKEN IN FEMUR	3	
METALLMARKEN IM BECKEN		
PROTHESE	SCHALE LINKS	

3. FUNKTIONSAUFNAHMEN

DATUM DER AUFNAHMEN 19.5.78
 ART DER 1. AUFNAHME ADDUKTION
 ART DER 2. AUFNAHME ABDUKTION

4. ERGEBNISSE

ABSTAEENDE	1. AUFNAHME	2. AUFNAHME	DIFFERENZEN
P4-P5	46.96 MM	47.01 MM	0.04 MM
P4-P6	34.36 MM	34.44 MM	0.08 MM
P5-P6	23.17 MM	23.24 MM	0.07 MM
P4-M	48.80 MM	48.64 MM	-0.16 MM
P5-M	38.75 MM	37.60 MM	-1.15 MM
P6-M	51.50 MM	50.53 MM	-0.97 MM

MINIMALE MARKENABSTAEENDE NACH LAGEOPTIMIERUNG

P4	P5	P6
0.04 MM	0.04 MM	0.06 MM

DIE LOCKERUNG BETRAEGT 1.74 MM

DIE VERLAGERUNG DER PROTHESE ERFOLGTE IN

CAUDO-CRANIALER RICHTUNG UM	1.04 MM
LATERO-MEDIALER RICHTUNG UM	0.41 MM
DORSO-VENTRALER RICHTUNG UM	1.33 MM

d.h. relativ zur Adduktionsaufnahme hat sich die Schale bei der Abduktion der unteren Extremität in caudo-cranialer Richtung um 1.04 mm, in latero-medialer Richtung um 0.41 mm und in dorso-ventraler Richtung um 1.33 mm verlagert. Neben der auch im ap-Strahlengang prinzipiell nachweisbaren Lockerung in der Vertikalen ist es vor allem zu einer erheblichen Verlagerung der Hüftschale in sagittaler Richtung gekommen, die sich im Röntgenbild nur schwer darstellen läßt.

Bei dem am 30.6.1978 durchgeführten Prothesenwechsel fand sich die Schalenprothese laut OP-Bericht als "hochgradig locker", wodurch die SRA-Diagnose operativ bestätigt werden konnte.

6. Patient Kurt S., 59 Jahre (Abb.76,77)

Dem Patienten wurde wegen einer fortgeschrittenen Coxarthrose links am 11.5.1978 eine Schalenprothese nach WAGNER implantiert. Bei der Erstuntersuchung zur Festlegung des postoperativen Befundes am 30.5.1978 gab der Patient starke, in das Knie ausstrahlende Einlauf- und Bewegungsschmerzen an, sowie Schmerzen im Bereich des Rückens und des Trochanter major. Er war seit der Operation nur mit Gehstützen gehfähig. Im Röntgenbild schien die Hüftschale nicht vollständig auf der Kopf-Hals-Grenze zu sitzen. Um dem Lockerungsverdacht nachzugehen, wurden Funktionsaufnahmen in Adduktion und Abduktion angefertigt (Abb.76). Die Ergebnisse der SRA-Auswertung der Hüftschale ist in Tab.31, die der Hüftpfanne in Tab.32 ausgegeben: Trotz klinischer Lockerungssymptomatik sind nach dieser Rechnung sowohl die Pfanne als auch die Schale mit einem Wert unter 0.3 mm als im Rahmen der SRA nicht gelockert anzusehen.

Bei der Wiedervorstellung zur Halbjahreskontrolle am 17.11.78 klagte der Patient über ein unverändertes Beschwerdebild, so daß erneut Funktionsaufnahmen angefertigt wurden (Abb.77),

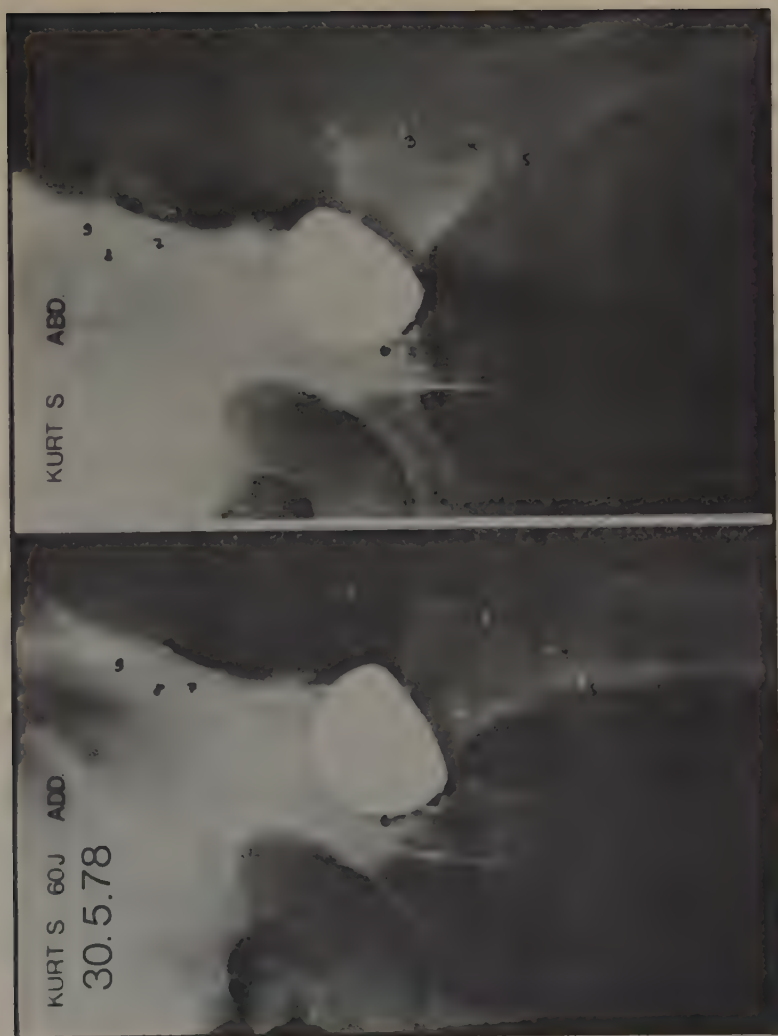


Abb. 76

Funktionsaufnahmen des Patienten Kurt S. am 30.5.1978

DOKUMENTATIONSBOGEN FUER FUNKTIONSAUFNAHMEN

1. PERSONALDATEN

Tab. 31

NAME XXXXXXXXXX
 VORNAME KURT
 GEBURTSTAG (TAG, MONAT, JAHR) 12.10.19
 GESCHLECHT (1=MAENNL., 2=WEIBL.) 1

2. MARKIERUNG UND PROTHESE

	LINKS	RECHTS
METALLMARKEN IN FEMUR	3	
METALLMARKEN IM BECKEN	3	
PROTHESE	SCHALE LINKS	

3. FUNKTIONSAUFNAHMEN

DATUM DER AUFNAHMEN 30.5.78
 ART DER 1. AUFNAHME ADDUKTION
 ART DER 2. AUFNAHME ABDUKTION

4. ERGEBNISSE

ABSTAEUNDE	1. AUFNAHME	2. AUFNAHME	DIFFERENZEN
P4-P5	22.92 MM	22.82 MM	-0.10 MM
P4-P6	36.96 MM	36.81 MM	-0.15 MM
P5-P6	17.60 MM	17.59 MM	-0.01 MM
P4-M	48.27 MM	48.41 MM	0.14 MM
P5-M	58.19 MM	58.34 MM	0.15 MM
P6-M	64.01 MM	64.11 MM	0.10 MM

MINIMALE MARKENABSTAEUNDE NACH LAGEOPTIMIERUNG

P4	P5	P6
0.09 MM	0.03 MM	0.06 MM

KEINE LOCKERUNG NACHWEISBAR (UNTER 0.3 MM)

DOKUMENTATIONSBOGEN FÜR FUNKTIONSAUFNAHMEN

1. PERSONALDATEN

Tab. 32

NAME XXXXXXXXXX
VORNAME KURT
GEBURTSTAG (TAG, MONAT, JAHR) 12.10.19
GESCHLECHT (1=MAENNL., 2=WEIBL.) 1

2. MARKIERUNG UND PROTHESE

	LINKS	RECHTS
METALLMARKEN IN FEMUR	3	
METALLMARKEN IM BECKEN	3	
PROTHESE	PFANNE	LINKS

3. FUNKTIONSAUFNAHMEN

DATUM DER AUFNAHMEN 30.5.78
ART DER 1. AUFNAHME ADDUKTION
ART DER 2. AUFNAHME ABDUKTION

4. ERGEBNISSE

ABSTAENDE	1. AUFNAHME	2. AUFNAHME	DIFFERENZEN
P1-P2	16.20 MM	16.31 MM	0.12 MM
P1-P3	21.71 MM	21.52 MM	-0.19 MM
P2-P3	23.87 MM	23.78 MM	-0.09 MM
P1-N	62.17 MM	62.12 MM	-0.05 MM
P2-N	70.58 MM	70.57 MM	-0.01 MM
P3-N	83.46 MM	83.23 MM	-0.23 MM

MINIMALE MARKENABSTAENDE NACH LAGEOPTIMIERUNG

P1	P2	P3
0.10 MM	0.07 MM	0.12 MM

KEINE LOCKERUNG NACHWEISBAR (UNTER 0.3 MM)

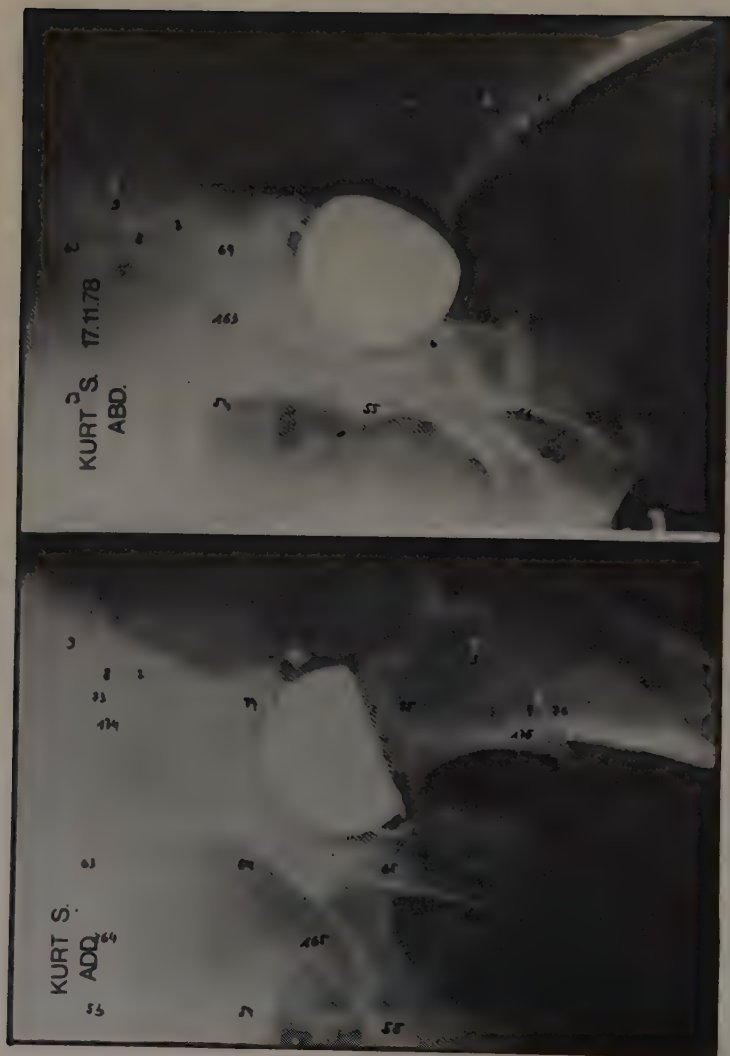


Abb. 77

Funktionsaufnahmen des Patienten Kurt S. am 17.11.1978

DOKUMENTATIONSBOGEN FUER FUNKTIONSAUFNAHMEN

1. PERSONALDATEN

Tab. 33

NAME XXXXXXXXXX
 VORNAME KURT
 GEBURTSTAG (TAG, MONAT, JAHR) 12.10.19
 GESCHLECHT (1=MAENNL., 2=WEIBL.) 1

2. MARKIERUNG UND PROTHESE

	LINKS	RECHTS
METALLMARKEN IN FEMUR	3	
METALLMARKEN IM BECKEN	3	
PROTHESE	SCHALE LINKS	

3. FUNKTIONSAUFNAHMEN

DATUM DER AUFNAHMEN 17.11.78
 ART DER 1. AUFNAHME ADDUKTION
 ART DER 2. AUFNAHME ABDUKTION

4. ERGEBNISSE

ABSTAENDE	1. AUFNAHME	2. AUFNAHME	DIFFERENZEN
P4-P5	22.92 MM	22.97 MM	0.05 MM
P4-P6	36.93 MM	36.94 MM	0.01 MM
P5-P6	17.10 MM	17.12 MM	0.02 MM
P4-M	48.05 MM	48.38 MM	0.33 MM
P5-M	57.75 MM	58.21 MM	0.47 MM
P6-M	63.69 MM	63.90 MM	0.21 MM

MINIMALE MARKENABSTAENDE NACH LAGEOPTIMIERUNG

P4	P5	P6
0.03 MM	0.05 MM	0.03 MM

DIE LOCKERUNG BETRAEGT 1.39 MM

DIE VERLAGERUNG DER PROTHESE ERFOLGTE IN

CAUDO-CRANIALER RICHTUNG UM	0.30 MM
MEDIO-LATERALER RICHTUNG UM	0.21 MM
VENTRO-DORSALER RICHTUNG UM	1.34 MM

DOKUMENTATIONSBOGEN FUER FUNKTIONSAUFNAHMEN

1. PERSONALDATEN

Tab. 34

NAME XXXXXXXXXX
 VORNAME KURT
 GEBURTSTAG (TAG, MONAT, JAHR) 12.10.19
 GESCHLECHT (1=MAENNL., 2=WEIBL.) 1

2. MARKIERUNG UND PROTHESE

	LINKS	RECHTS
METALLMARKEN IN FEMUR	3	
METALLMARKEN IM BECKEN	3	
PROTHESE	PFANNE LINKS	

3. FUNKTIONSAUFNAHMEN

DATUM DER AUFNAHMEN 17.11.78
 ART DER 1. AUFNAHME ADDUKTION
 ART DER 2. AUFNAHME ABDUKTION

4. ERGEBNISSE

ABSTAENDE	1. AUFNAHME	2. AUFNAHME	DIFFERENZEN
P1-P2	16.07 MM	16.17 MM	0.10 MM
P1-P3	21.58 MM	21.57 MM	-0.01 MM
P2-P3	23.41 MM	23.44 MM	0.03 MM
P1-N	61.30 MM	61.30 MM	0.00 MM
P2-N	69.54 MM	69.66 MM	0.12 MM
P3-N	82.60 MM	82.56 MM	-0.03 MM

MINIMALE MARKENABSTAENDE NACH LAGEOPTIMIERUNG

P1	P2	P3
0.05 MM	0.05 MM	0.01 MM

DIE LOCKERUNG BETRAEGT 0.67 MM

DIE VERLAGERUNG DER PROTHESE ERFOLGTE IN

CRANIO-CAUDALER RICHTUNG UM	0.02 MM
LATERO-MEDIALER RICHTUNG UM	0.43 MM
DORSO-VENTRALER RICHTUNG UM	0.51 MM

die SRA-Ergebnisse sowohl der Hüftschale (Tab.33) als auch der Hüftpfanne (Tab.34) zeigen 5 Monate postoperativ in den Funktionsaufnahmen eine deutliche Lockerung.

Die Lockerung der Hüftschale beträgt 1.39 mm, der Lockerungsvektor hat die Komponenten:

$$\vec{V}_{MM}^{Funktion} = \begin{cases} \text{caudo - cranial: } 0.30 \text{ mm} \\ \text{medio - lateral: } 0.21 \text{ mm} \\ \text{ventro- dorsal : } 1.34 \text{ mm} \end{cases}$$

Die Lockerung der Hüftpfanne ist nur halb so groß, sie beträgt 0.67, der Lockerungsvektor hat die Komponenten:

$$\vec{V}_{NN}^{Funktion} = \begin{cases} \text{cranio - caudal: } 0.02 \text{ mm} \\ \text{latero - medial: } 0.43 \text{ mm} \\ \text{dorso - ventral: } 0.51 \text{ mm} \end{cases}$$

Wie schon erwähnt, erklärt sich die Verlagerungsrichtung bei Funktionsaufnahmen durch die Bezugnahme auf die Adduktionsaufnahme: Das heißt, bei der Abduktion verlagert sich die Schale um 0.30 mm nach cranial, die Pfanne verlagert sich bei Abduktion relativ zur Adduktionslage um 0.02 mm nach caudal, etc. In der Röntgenübersicht und auch unter dem Bildwandler konnte keine Lockerung bei diesem Patienten nachgewiesen werden, was nach der SRA-Rechnung auch verständlich erscheint, da die Hauptlockerung in sagittaler Richtung, d.h. im ap-Strahlengang, liegt.

Anhand der beiden Funktionsaufnahmepaare, die zu unterschiedlichen Zeitpunkten angefertigt worden sind, läßt sich bei diesem Patienten auch eine Längsschnitt-SRA durchführen, indem man z.B. das Adduktionsbild der ersten mit dem Adduktionsbild der zweiten Funktionsaufnahme miteinander vergleicht. Das Ergebnis dieser Rechnung zeigt Tab.35 für die Hüftschale und

 DOKUMENTATIONSBOGEN ZUR VERLAUFSBEOBACHTUNG

1. PERSONALDATEN

Tab. 35

NAME XXXXXXXXXX
 VORNAME KURT
 GEBURTSTAG (TAG, MONAT, JAHR) 12.10.19
 GESCHLECHT (1=MAENNL., 2=WEIBL.) 1

2. MARKIERUNG UND PROTHESE

	LINKS	RECHTS
METALLMARKEN IN FEMUR	3	
METALLMARKEN IM BECKEN	3	
PROTHESE	SCHALE LINKS	

3. VERLAUFSBEOBACHTUNG

DATUM DER OPERATION 11.5.78
 DATUM DER 1. AUFNAHME 30.5.78
 DATUM DER 2. AUFNAHME 17.11.78

4. ERGEBNISSE

ABSTAENDE	1. AUFNAHME	2. AUFNAHME	DIFFERENZEN
P4-P5	22.93 MM	22.92 MM	-0.01 MM
P4-P6	36.96 MM	36.99 MM	0.03 MM
P5-P6	17.26 MM	17.24 MM	-0.02 MM
P4-M	48.27 MM	48.05 MM	-0.22 MM
P5-M	58.24 MM	57.75 MM	-0.49 MM
P6-M	64.01 MM	63.70 MM	-0.31 MM

MINIMALE MARKENABSTAENDE NACH LAGEOPTIMIERUNG

P4	P5	P6
0.03 MM	0.05 MM	0.03 MM

DIE LOCKERUNG BETRAEGT 1.44 MM

DIE VERLAGERUNG DER PROTHESE ERFOLGTE IN

CRANIO-CAUDALER RICHTUNG UM	0.77 MM
LATERO-MEDIALER RICHTUNG UM	0.14 MM
DORSO-VENTRALER RICHTUNG UM	1.21 MM

DOKUMENTATIONSBOGEN ZUR VERLAUFSBEOBACHTUNG

1. PERSONALDATEN

Tab. 36

NAME XXXXXXXXXX
 VORNAME KURT
 GEBURTSTAG (TAG, MONAT, JAHR) 12.10.19
 GESCHLECHT (1=MAENNL., 2=WEIBL.) 1

2. MARKIERUNG UND PROTHESE

	LINKS	RECHTS
METALLMARKEN IN FEMUR	3	
METALLMARKEN IM BECKEN	3	
PROTHESE	PFANNE LINKS	

3. VERLAUFSBEOBACHTUNG

DATUM DER OPERATION 11.5.78
 DATUM DER 1. AUFNAHME 30.5.78
 DATUM DER 2. AUFNAHME 17.11.78

4. ERGEBNISSE

ABSTAEDE	1. AUFNAHME	2. AUFNAHME	DIFFERENZEN
P1-P2	16.12 MM	16.17 MM	0.05 MM
P1-P3	21.52 MM	21.57 MM	0.05 MM
P2-P3	23.50 MM	23.44 MM	-0.06 MM
P1-N	62.12 MM	61.30 MM	-0.82 MM
P2-N	70.60 MM	69.66 MM	-0.95 MM
P3-N	83.23 MM	82.56 MM	-0.66 MM

MINIMALE MARKENABSTAEDE NACH LAGEOPTIMIERUNG

P1	P2	P3
0.06 MM	0.05 MM	0.04 MM

DIE LOCKERUNG BETRAEGT 1.95 MM

DIE VERLAGERUNG DER PROTHESE ERFOLGTE IN

CAUDO-CRANIALER RICHTUNG UM	1.03 MM
MEDIO-LATERALER RICHTUNG UM	0.91 MM
VENTRO-DORSALER RICHTUNG UM	1.24 MM

Tab.36 für die Hüftpfanne des Patienten Kurt S. Danach beträgt die Lockerung der Hüftschale in den ersten fünf postoperativen Monaten 1.44 mm, der Lockerungsvektor hat die Komponenten:

$$\vec{V}_{MM'}^{0-1/2} = \left(\begin{array}{ll} \text{cranio - caudal:} & 0.77 \text{ mm} \\ \text{latero - medial:} & 0.14 \text{ mm} \\ \text{dorso - ventral:} & 1.21 \text{ mm} \end{array} \right)$$

Die Lockerung der Hüftpfanne im selben Zeitraum betrug 1.85 mm, der Lockerungsvektor hat die Komponenten:

$$\vec{V}_{NN'}^{0-1/2} = \left(\begin{array}{ll} \text{caudo - cranial:} & 1.03 \text{ mm} \\ \text{medio - lateral:} & 0.91 \text{ mm} \\ \text{ventro - dorsal:} & 1.24 \text{ mm} \end{array} \right)$$

Man sieht, daß ein erheblicher Teil der Verlagerungsamplitude der im Längsschnitt nachgewiesenen Lockerung auch in der Funktionsaufnahme zur Darstellung kam: Bei der Schale konnten von 1.44 mm im Längsschnitt noch 1.39 mm in der Funktionsaufnahme nachgewiesen werden, entsprechend 97 %, bei der Hüftpfanne waren es 0.67 mm in der Funktionsaufnahme bei 1.85 mm in der Längsschnittuntersuchung, das entspricht 36 %. Aus der Sicht der SRA sind beide Prothesenkomponenten eindeutig ausgelockert.

Bei der letzten Nachuntersuchung am 8.6.1979 klagte der Patient neben anderen Beschwerden über unveränderte Schmerzen im Operationsbereich, die Röntgenübersichtsaufnahme zeigte fragliche Lockerungszeichen der Hüftendoprothese.

An dieser Stelle sei auf die Wertigkeit der SRA-Aussagen im Längs- und im Querschnitt eingegangen:

1. Wenn bei einer Längsschnittuntersuchung im Rahmen dieser Methode keine Lockerung festgestellt werden kann, so ist dieses Resultat als uneingeschränkt zuverlässig anzusehen, da Markierungs-, Aufnahme- und Auswertefehler sich immer im Sinne einer Vergrößerung einer eventuell vorliegenden Lockerung auswirken werden und damit allenfalls eine nicht vorhandene Lockerung vortäuschen würden.
2. Wenn bei einer Längsschnittuntersuchung im Rahmen dieser Methode eine Lockerung festgestellt wird, so könnte dieses Resultat im Prinzip auf eine durch Meßfehler bedingte Pseudolockerung zurückzuführen sein. Tatsächlich sind jedoch, wie im methodischen Teil der vorliegenden Arbeit ausführlich dargelegt wurde, eine Vielzahl an subtilen Fehlersuchprogrammen im Rechenprogramm implementiert worden, die alle auftretende Fehlervariationen erkennen und ausgleichen und bei einem nicht korrigierbaren Fehler eine Fehlermeldung ausgeben bzw. die SRA-Auswertung abbrechen.
3. Wenn bei einer Querschnittuntersuchung im Rahmen dieser Methode keine Lockerung festgestellt werden kann, so könnte es sich im Prinzip um einen Lockerungsmechanismus gehandelt haben, der nicht in der gewählten Funktionsaufnahme zur Darstellung kommt. Bislang wurden nur Funktionsaufnahmen in Adduktion und Abduktion angefertigt, im Prinzip könnten auch Aufnahmen in Innenrotation und Außenrotation oder unter Druck- und Zugbeanspruchung sinnvoll erscheinen. Dem ist entgegenzuhalten, daß bei den bisher insgesamt 60 durchgeführten SRA-Funktionsaufnahmen (Vgl. Abschnitt 3.3) bis

jetzt immer durch Funktionsaufnahmen in Adduktion und Abduktion die Frage nach einer eventuellen Auslockerung des Implantats befriedigend geklärt werden konnte. Dieses Ergebnis erscheint auch theoretisch verständlich, da durch die Abduktion auf die Prothesenteile Zug- und Scherkräfte einwirken. Auch wenn diese konzentrisch angreifenden Zugkräfte nur relativ kleine Werte erreichen, so werden sie im Fall eines ausgelockerten Kunstgelenks im allgemeinen groß genug sein, um eine Implantatverlagerung bewirken zu können, denn es sind ja gerade solche leicht luxierbaren, nicht bindegewebig stabilisierten Hüftendoprothesen, die per definitionem als locker bezeichnet werden und die man mit der SRA diagnostisch erfassen möchte.

4. Wenn bei einer Querschnittuntersuchung im Rahmen dieser Methode eine Lockerung festgestellt wird, dann muß es sich um eine reale Lockerung des Implantats handeln, da die verschiedenen Meßfehler vom Programm eliminiert werden können bzw. bei einem nicht korrigierbaren Fehler ein Abbruch der SRA-Rechnung mit entsprechender Fehlermeldung erfolgt.

3.3 Statistik

Die Stereo-Röntgen-Analyse von Lockerungsvorgängen alloplastischer Hüftimplantate wird seit 1.9.1977 an der Orthopädischen Universitätsklinik in Erlangen routinemäßig eingesetzt. In der Zeit vom 1.9.1977 bis 31.5.1979 wurden 95 Patienten mit einer Schalenprothese und 105 Patienten mit einer Schaftprothese erstmals endoprothetisch versorgt (Tab.37). Im gleichen Zeitraum erfolgten insgesamt 51 Endoprothesenwechsel, davon 5 Schalen- und 46 Schaftprothesen. Drei der gelockerten fünf Schalenprothesen wurden durch eine Schaftprothese, die beiden anderen wurden erneut durch eine Schalenprothese ersetzt.

Hüftalloplastische Operationen : 1.9.77-31.5.79

	♂	♀	Σ
Schale	35	60	95
Schaft	34	71	105
Schalenwechsel	0	5*	5
Schaftwechsel	15	31	46
Σ	84	167	251

*davon zwei neuerliche Schalenprothesen

Orthop.
Erl.

Tab. 37

Hüftalloplastische Operationen im Zeitraum vom 1.9.1977 bis 31.5.1979, gegliedert nach Erst- und Wiedereingriff sowie Prothesentyp.

Altersverteilung Hüftalloplastische OP : 1.9.77 - 31.5.79

Typ ↓	Alter bei OP in Jahren						Σ
	<30	30<40	40<50	50<60	60<70	≥ 70	
Schale ♂	0	3	9	16	5	2	35
	♀	2	2	13	26	18	1
Schaft ♂	0	0	1	6	23	19	49
	♀	0	2	6	16	40	41
Σ	2	7	29	64	86	63	251

Orthop. Erl.

Tab. 38

Alters- und Geschlechtsverteilung von Schalen- und Schaftendo-
prothesen

Das Verhältnis von männlichen zu weiblichen Patienten betrug 2:1, die Altersverteilung (Tab.38) zeigt bei den unter 60-jährigen Patienten mit 71 Schalen- und 31 Schaftprothesen (Verhältnis Schale : Schaft = 2,3 : 1) gegenüber den über 60-jährigen, bei denen 26 Schalenprothesen insgesamt 123 Schaftprothesen (Verhältnis Schale : Schaft = 1 : 4,7) gegenüberstehen, einen wegen der verbesserten Rückzugsmöglichkeiten bei Scheitern des Hüftersatzes bevorzugten Einsatz der Schalenprothese bei jüngeren Patienten, wohingegen bei den älteren Patienten wegen der problemlosen postoperativen Mobilisation im allgemeinen Schaftprothesen zum Einsatz gelangten.

208 der 251 in 1 3/4 Jahren hüftoperierten Patienten wurden für die SRA markiert, 207 davon sowohl femoral als auch coxal, ein Patient mit Schaftprothese im Oberschenkel allein (Tab.39). Wie im methodischen Teil der Arbeit ausführlich dargestellt wurde, müssen mindestens drei Marken im jeweiligen Implantatlager eingebracht werden, um die Leistungsfähigkeit der SRA voll ausschöpfen zu können. Bei 44 der 207 im Becken markierten Patienten, das entspricht 21,3 %, wurden weniger als 3 Marken in das Os ilium implantiert oder lagen eine oder mehrere Markierungen außerhalb des Knochens in den Weichteilen. Bei der Markierung des femoralen Implantatlagers wurden in 28 Fällen weniger als 3 Marken im Femur implantiert oder fanden sich alio loco, das entspricht einer Häufigkeit von 15,6 %.

Diese relativ hohe Quote an Fehlmarkierungen ist teilweise dadurch bedingt, daß im ersten Halbjahr des Beobachtungszeitraums nur selten markiert wurde, erst seit etwa einem Jahr werden bei über 90 % aller Patienten je 3 Markierungen im Os ilium und Femur lege artis eingebracht, wenn auch die Relativlage der Markierungen nicht immer den schon in Abschnitt 3.1.1 beschriebenen Anforderungen genügt.

SRA - markierte Patienten im Zeitraum : 1.9.77 - 31.5.79

Typ ↓	Becken			Σ	Oberschenkel			Σ
	≥ 3 Marken	≤ 3 Marken	Markier- Fehler		≥ 3 Marken	≤ 3 Marken	Markier- Fehler	
Schale	74	14	1	89	84	2	3	89
Schaft	89	26	3	118	96	21	2	119
Σ	163	40	4	207	180	23	5	208

Orthop. Erl.

Tab. 39

SRA - untersuchte Patienten : 1.9.77 - 31.5.79

Typ ↓	männlich		weiblich		Σ
	links	rechts	links	rechts	
Schale	15	15	27	32	89
Schaft	15	18	39	47	119
Σ	30	33	66	79	208

Orthop. Erl.

Tab. 40

Alle 208 markierten Patienten, davon 63 männliche und 145 weibliche (Tab.40) wurden routinemäßig nachuntersucht, um der Frage einer Auslockerung ihres Kunstgelenkes nachzugehen. Dieses Patientenkollektiv wurde bisher insgesamt 351 mal stereo-röntgen-analytisch und gleichzeitig auch klinisch nachuntersucht (Tab.41). 60 mal lag der Untersuchung der Verdacht auf eine Implantatlockerung zugrunde, sodaß Funktionsaufnahmen in Adduktion und Abduktion abgefertigt wurden. In 24 dieser Fälle war der SRA-Befund positiv, d.h. die Prothese war im Rahmen der SRA als locker (größer als 0,5 mm) oder fraglich locker (0,3 mm bis 0,5 mm) klassifiziert worden. Die restlichen der 351 Untersuchungen wurden im Rahmen einer Längsschnittuntersuchung durchgeführt. Die unterschiedliche Indikation zur Längsschnitt- und Querschnittuntersuchung und die Aussagebreite der Ergebnisse wurde bereits anhand der kasuistischen Ergebnisse ausführlich diskutiert.

Der Verlauf von 3 Patienten, davon zwei mit einer Schaft- und einem mit einer Schalenprothese (Tab.41) konnte bisher über einen Zeitraum von 2 Jahren in Halbjahreskontrollen dokumentiert werden ($t''' = 24$ Monate). Die beiden Schaftprothesen weisen einen gegenüber der Erstuntersuchung unverändert festen Sitz auf, die Patienten sind klinisch unauffällig und fühlen sich subjektiv beschwerdefrei. Die Schalenprothese hatte sich im ersten Halbjahr nach der Operation geringfügig auf den Schenkelhals aufgestaucht, ein Befund, der in über $\frac{2}{3}$ aller Schalenprothesen bei der Halbjahreskontrolle zu erheben ist und über den schon in der Kasuistik (Kasus 1) berichtet worden ist. Seit der ersten Kontrolluntersuchung ließ sich jedoch keine weitere Verlagerung der Hüftschale mehr nachweisen, ein charakteristischer Befund, der auch bei 5 der 6 Patienten mit Hüftschalen festgestellt wurde, deren Implantat über einen Zeitraum von 18 Monaten ($t''' = 18$ Monate) nachbeobachtet werden konnte.

SRA - Untersuchungen im Zeitraum : 1.9.77 - 31.5.79							
Art der SRA- Untersuchung	Funktions- aufnahmen	Längsschnitt - Stereoaufnahmen					Σ
		t=postop.	t= 6 M.	t= 12 M.	t= 18 M.	t= 24 M.	
Schale	♂	6	26	17	6	1	56
	♀	17	42	29	8	5	102
Schaft	♂	9	20	12	3	1	46
	♀	28	53	47	14	4	147
Σ		60	141	105	31	11	351

Orthop. Erl.

Tab. 41

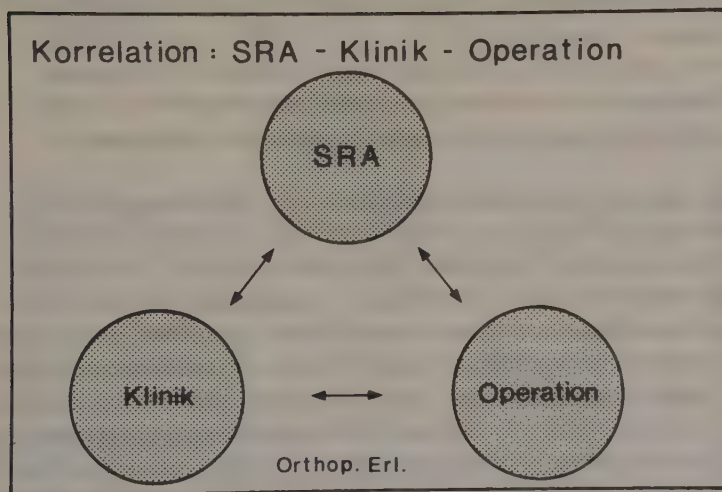


Abb. 78

Validierung der SRA durch Korrelation der SRA-Resultate mit klinischen und operativen Befunden

Die Schalenprothese dieser Patienten scheint sich nach einer Adaptationsphase, die im allgemeinen $1/2$ bis 1 Jahr dauert und in der Verlagerungen der Prothese vorkommen, anschließend in einer stationären Phase zu stabilisieren, in der keine Implantatwanderungen mehr nachweisbar sind.

Die 6. Patientin, die zum Zeitpunkt $t''' = 18$ Monate zur Beobachtung kam, hatte schon bei der Jahreskontrolle ($t'' = 12$ Monate) eine gelockerte Schale gehabt und wies eine progrediente Verlagerung des Implantats auf.

Bei den Schaftprothesen konnten 7 Patienten 18 Monate oder länger ($t''' = 18$ Monate und $t'''' = 24$ Monate) nachbeobachtet werden (Tab.41). Bei 6 dieser Patienten war es seit dem postoperativen Ausgangsbefund zu keiner Positionsänderung des Implantats gekommen, eine Patientin wies bereits bei der Halbjahres- und auch bei der Jahreskontrolle Zeichen einer Lockerung auf, zeigte aber ein befriedigendes klinisches Ergebnis. Die im Rahmen der SRA festgestellten 15 eindeutig ausgelockerten Implantate (Lockerung über 0,5 mm) und 15 fraglich gelockerten Implantate (Lockerung 0,3 mm bis 0,5 mm) - zur Differenzierung von fraglicher und eindeutiger Lockerung vergleiche die Ausführungen bei den kasuistischen Ergebnissen - ließen sich im ersten postoperativen Jahr bereits verifizieren.

Um die Reliabilität oder Aussagebreite der SRA zu ermitteln, ist es notwendig, durch ein Außenkriterium, welches eine tatsächlich stattgehabte Auslockerung sicher anzeigt, die Korrelation und damit die Zahl der falsch - positiven und falsch - negativen Ergebnisse der SRA zu ermitteln. Es stehen prinzipiell 2 Testkriterien zur Verfügung (Abb.78): Die klinischen Befunde, die zwar nicht spezifisch für eine Lockerung sind, aber im allgemeinen im Falle einer Lockerung ein typisches Beschwerdebild zeigen, und der intraoperative Befund bei einer Auswechseloperation, der im allgemeinen eine eindeutige Entscheidung zwischen lockerer und fester Prothese ermöglicht.

Korrelation: Klinische und SRA - Ergebnisse:

SRA \ Klinik	fest	locker	fraglich k.A.	Σ
fest	64	2	11	77
locker	18	5	9	15
fraglich, k.A.	8	1	6	15
Σ	90	8	26	124

Orthop. Erl.

Tab. 42

Die Übereinstimmung zwischen klinischem und SRA-Ergebnis ist nach MacNemar - Symmetrietest signifikant.

Korrelation: Operative und SRA - Ergebnisse:

SRA \ Opera- tion	fest	locker	fraglich k.A.	Σ
fest	0	0	0	0
locker	0	5	2	7
fraglich, k.A.	0	1	0	1
Σ	0	6	2	8

Orthop. Erl.

Tab. 43

Zunächst zur Korrelation der klinischen und SRA-Ergebnisse (Tab.42) bei insgesamt 124 Patienten. In 64 Fällen kamen sowohl der klinische Untersucher als auch die SRA zu dem übereinstimmenden Resultat eines festsitzenden Implantats und ebenso stimmte in 5 weiteren Fällen die Diagnose einer Implantatlockerung überein. Darüberhinaus konnte in 18 weiteren Fällen durch die in dieser Arbeit beschriebene Methodik eine Implantatverlagerung festgestellt werden, die klinisch inapparent war, wohingegen in 2 Fällen der klinisch geäußerte Lockerungsverdacht durch die SRA nicht bestätigt werden konnte. In insgesamt 26 Fällen (das entspricht 21 % der untersuchten Patienten) konnte sich der klinische Untersucher nicht zwischen fester oder lockerer Prothese festlegen oder machte keine Angaben, demgegenüber ergab sich in 15 Fällen (das entspricht 12 % der untersuchten Patienten) mit der SRA kein eindeutiges Resultat, z.B. fragliche Lockerung, d.h. 0.3 mm bis 0.5 mm). Das Ergebnis zeigt einerseits im Mac Nemar-Symmetrie-Test eine statistisch signifikante Korrelation zwischen klinischem und SRA-Ergebnis, es zeigt aber auch, daß in 18 Fällen mit der SRA präklinische Lockerungen erfaßt werden konnten und daß in 2 weiteren Fällen offenbar Schmerzzustände anderer Genese der klinische Anlaß zur Annahme einer Implantat-Auslockerung waren.

Im Beobachtungszeitraum wurde insgesamt nur bei 8 Patienten, die wegen Implantatlockerung reoperiert wurden, eine präoperative SRA-Untersuchung durchgeführt (Tab.43), wobei in einem Fall wegen fehlerhafter Markierung keine Aussage möglich war. In den anderen 7 Fällen konnten eindeutige und zum Teil erhebliche Lockerungen einer oder beider Gelenkkomponenten nachgewiesen werden. Aus 2 der 8 Operationsprotokolle konnte nicht sicher entnommen werden, ob eine Lockerung vorlag, in den anderen 6 Operationsberichten wurde über eine deutliche Lockerung einer oder beider Prothesenkomponenten berichtet.

Die Übereinstimmung zwischen operativen und SRA-Befunden ist vorbehaltlich der kleinen Beobachtungszahl als sehr gut zu bezeichnen.

Eine schlüssige Demonstration der SRA-Leistungsbreite wäre durch die folgenden beiden Situationen gegeben:

1. Trotz eindeutig negativem SRA-Befund muß wegen anderweitiger zwingender Indikation operativ interveniert werden. Bei der Reoperation zeigt die makroskopische und die bei Übergang von einer Schalenprothese auf eine Schaftprothese auch mögliche mikroskopische Untersuchung des Resektionspräparates einen festen Knochenzement-Metall-Verbund, wodurch die SRA-Diagnose bestätigt wird.
2. Während die eben geschilderte Situation real eintreten kann, erscheint die im folgenden beschriebene zweite Möglichkeit eher hypothetisch: Trotz klinisch asymptomatischem Verlauf wird ein eindeutiger SRA-Lockerungsbefund erhoben und daraufhin reoperiert, die operative Revision bestätigt das SRA-Resultat. Ein solches Vorgehen ist aus ethischen Gründen nicht zu verantworten, es wäre aber denkbar, post mortem eines Patienten mit dieser Befundkonstellation einer solchen Frage nachzugehen, um die biomechanisch interessante Frage zu erhellen, inwieweit ein lockeres Kunstgelenkteil, wie immer wieder postuliert, klinisch stumm bleiben kann.

Zusammenfassend zeigen die in fast zweijährigem Routineeinsatz der SRA gewonnenen Erfahrungen, daß sich die Methode allmählich in die klinische Routine integrieren konnte und daß sie eine wertvolle diagnostische Hilfe vor allem bei den hüftendoprothetisch versorgten Patienten darstellt, deren vielschichtige Beschwerden im Hinblick auf eine evtl. Lockerung abgeklärt werden sollen.

4. ZUSAMMENFASSUNG

Die Langzeiterfahrungen mit künstlichen Hüftgelenken zeigen, daß es in einer nicht unerheblichen Anzahl zu einer Lockerung der coxalen und vor allem der femoralen Endoprothesenkomponente kommt. Dabei manifestiert sich eine Lockerung im konventionellen Röntgenbild oder unter dem Bildwandler oft erst in einem fortgeschrittenen Stadium, so daß eine erfolgreiche therapeutische Intervention erschwert oder gar vereitelt werden kann. Besonders die Auslockerung des in letzter Zeit zunehmend etablierten Gelenkflächenersatzes in Form einer Schalenprothese läßt sich mit den herkömmlichen diagnostischen Möglichkeiten nur schwer verifizieren.

Im Rahmen der vorliegenden Arbeit wurde ein computergestütztes Diagnosesystem entwickelt, das es gestattet, Implantatverlagerungen über 0,2 mm in allen 3 Raumebenen sicher zu erkennen. Das Diagnosesystem basiert auf der punkweisen Auswertung von Stereo-Röntgenaufnahmen, wobei die Meßdaten durch spezielle, im methodischen Teil der vorliegenden Arbeit ausführlich diskutierte mathematische Operationen eine präzise Lokalisation des Implantats relativ zu seinem Implantatlager gestatten. Das als "Stereo-Röntgen-Analyse" (SRA) bezeichnete Verfahren wurde bisher in 351 Fällen bei insgesamt 208 hüftendoprothetisch versorgten Patienten im Zeitraum vom 1.9.1977 bis 31.5.1979 klinisch eingesetzt.

Durch die Anfertigung und Auswertung von Funktionsaufnahmen in Adduktion und Abduktion der endoprothetisch versorgten Extremität kann die SRA die Frage beantworten, ob die Endoprothese zu einem bestimmten Zeitpunkt eine Verlagerung im Knochen aufweist oder nicht. Darüberhinaus ist die Methode geeignet, im Rahmen von Längsschnittuntersuchungen das Schicksal endoprothetisch versorgter Hüftgelenke prospektiv zu verfolgen. Dazu werden die an der Orthopädischen Universitätsklinik Erlangen

routinemäßig für die SRA markierten hüftendoprothetisch versorgten Patienten in 1/2-jährlichem Abstand zur Nachuntersuchung einbestellt und die dabei erhobenen anamnestischen, klinischen und SRA-Befunde miteinander verglichen, woraus ein Rückschluß auf die für eine Implantatauslockerung wirksamen Ursachen ermöglicht wird. Darüber hinaus wird von jedem an der Orthopädischen Universitätsklinik Erlangen hüftendoprothetisch versorgten Patienten routinemäßig ein SRA-Befund postoperativ erhoben und im Computer abgespeichert. Im Falle einer entsprechenden Beschwerdesymptomatik des Patienten wird der aktuell erhobene SRA-Befund mit diesem postoperativen Ausgangsbefund verglichen, um zu einer Klärung einer evtl. Lockerung beizutragen.

Neben der in dieser Arbeit diskutierten SRA von Lockerungsvorgängen alloplastischer Hüftimplantate eignet sich die beschriebene Methode auch zum Einsatz bei anderen klinisch relevanten Fragestellungen. Einzige Voraussetzung für die SRA ist, daß die für die Fragestellung interessierenden Strukturen im Röntgenbild zur Darstellung kommen. Gegenwärtig wird an einem Programm zur Analyse von Lockerungsvorgängen alloplastischer Kniegelenksimplantate gearbeitet, welches für die immer größer werdende Zahl kniealloplastisch versorgter Patienten von Nutzen sein wird.

5. LITERATUR

1) Abele, H., J.Steinhäuser :

Histomorphologische Untersuchungen zur Spätlockerung des Pfan-
nenteils bei Totalprothesen der Hüfte.

Z. Orthop. 110, 412 (1972)

2) Ackermann, F :

Die heutige Lage in der analytischen Photogrammetrie

BuL Sonderheft/1963, 148-157

3) Adams, J.A. :

Mathematical Elements for Computer Graphics.

Mc Graw - Hill, New York 1976

4) Apley, A.G. :

Modern Trends in Orthopaedics.

Butterworth, London 1972

5) Arbes, H., P.Bösch, H.Kristen, K.Zweymüller :

Komplikationen bei der Hüfttotalendoprothese.

Orthop. Praxis 6/XII, (1976) 553-568

6) Arcq, M. :

Die paraartikulären Ossifikationen - eine Komplikation der
Totalendoprothese des Hüftgelenks.

Arch. orthop. Unfall-Chir. 77 (1973) 108-131

7) Bechert, F. :

Über den Grad der Genauigkeit von Messungen an stereoskopischen Röntgenbildern nach Hasselwander.

Anat. Anz. 56 (1923) 325-338

8) Beck, H. :

Technik und Ergebnisse bei 100 Hüftendoprothesen.

Bruns Beitr. Klin. Chir. 216 (1968) 148-151

9) Biehl, G., J.Harms :

Zum Problem der gelockerten und infizierten Totalprothese.

Orthop. Praxis 6/XII (1976) 603-608

10) Boitzky, A., H.Zimmermann :

Komplikationen bei Totalendoprothesen der Hüfte.

Arch. orthop. Unfall-Chir. 66 (1969) 192

11) Bouwers, A. :

Der Informationsinhalt des Röntgenbildes.

Röntgen-Bl. 15 (1962), 81-87

12) Breitenfelder, J., M.Spranger :

Komplikationen beim Entfernen oder Austauschen von totalen Hüftendoprothesen.

Arch. orthop. Unfall-Chir. 75 (1973), 56

13) Bronkhorst, W. :

Kontrast und Schärfe im Röntgenbild.

Leipzig, Thieme (1927)

14) Buchholz, H.W. :

Die operative Behandlung der progressiv chronischen Polyarthrititis.

Med. Klin. 67 (1972), 596-602

15) Buchholz, H.W. :

Modification of the Charnley artificial hip joint.

Clin. Orthop. 72 (1970), 69-78

16) Buchholz, H.W., G.Noack :

Results of the total hip prosthesis design "St. Georg".

Clin. Orthop. 95 (1973 c), 201

17) Bronstein, I.N., K.A.Semendjajew :

Taschenbuch der Mathematik 13. Aufl.

Verlag Harri Deutsch, Frankfurt 1973

18) Chantraine, H., P.Profitlich :

Über die Bedeutung von Schärfe und Kontrast für die Mindestdicke von erkennbaren Einzelheiten.

Fortschr. Röntgenstr. 47 (1936), 437-447

19) Chapchal, G. :

Arthroplasty of the hip :

Stuttgart, Thieme Publ. (1973)

20) Chapchal, G. :

Results of total hip replacement.

Clin. Orthop. 95 (1973)

21) Chapchal, G., W.Müller :

Total hip replacement with the Mac Kee prosthesis.
Clin. Orthop. 72 (1970), 115-122

22) Charnley, J. :

Arthroplasty of the hip. A new Operation.
Lancet II, 1129 (1961)

23) Charnley, J. :

The biomechanical analysis of the use of cement to anchor
the femoral head prosthesis.
J. Bone Joint Surgery 47 B (1965), 354-363

24) Charnley, J., Z.Cupic :

The nine and ten year results of the hip.
Clin. Orthop. 95 (1973), 9

25) Charnley, J., F.M.Follacci, B.T.Hammond :

The long term reaction of bone to self-curing acrylic cement.
J. Bone Joint Surg. 50 B (1968), 822-829

26) Cohn, M., W.Barth :

Lehrbuch der Röntgenstereoskopie.
Leipzig, Thieme (1931)

27) Contzen, H. :

Biologische und technische Probleme der alloplastischen Ver-
wendung von Kunststoffen und Metallen.
in: R.Gottlob, Kunststoffe in der Chirurgie.
Wien, Verl. d. Wien, Med. Akad. (1970)

28) Cotta, H., K.P.Schulitz :

Der totale Hüftgelenkersatz.

Stuttgart, Thieme (1973)

29) Cotta, H., K.P.Schulitz :

Komplikationen der Hüftalloplastik durch periartikuläre
Gewebereaktion.

Arch. orthop. Unfall-Chir. 69 (1970), 39-50

30) Cotta, H., K.P.Schulitz, J.Städtler :

Unsere Erfahrungen mit der Rotationsprothese.

in: Der totale Hüftgelenkersatz.

Stuttgart, Thieme (1973)

31) Dreyer, J., P.Georgi, H.Prévôt :

Der Aussagewert der Szintigrafie bei Verdacht auf Endopro-
thesenlockerung.

Orthop. Prax. 1 (1977) 45

32) Ensthaler, J. :

Result of total replacement of the hip with various types
of prosthesis in the osteoarthritis.

in: Arthroplasty of the hip.

Stuttgart, Thieme (1973)

33) Evarts, C.M., K.E.Dehaven, C.L.Nelson, H.R.Collins,
A.H.Wilde :

Interim results of Charnley-Müller total hip Arthroplasty.

Clin. Orthop. 95 (1973), 193

34) Finsterwalder, R., W.Hofmann :

Photogrammetrie.

de Gruyter, Berlin, 3. Aufl. 1968

35) Freeman, M.A., P.Lee, T.W.Bryson :

Total hip joint replacement in osteoarthritis and polyarthritis.
A statistical study of the results.

Clin. Orthop. 95 (1973), 224

36) Friedebold, G. :

The Smith-Peterson cup arthroplasty.

in: Arthroplasty of the hip.

(edit. G. Chapchal)

Stuttgart, Thieme 1973

37) Friedebold, G., L.Hanslik, H.Radloff, M.Weigert,
W.Gerbig :

Ergebnisse der totalen Alloarthroplastik der Hüfte.

in: Der totale Hüftgelenkersatz (Hrsg.: Cotta und Schulitz)

Stuttgart, Thieme (1973)

38) Friedebold, G. :

Private Mitteilung

39) Griss, P., G.Heimke, H.Andrian-Werburg :

Die Aluminiumoxidkeramik-Metall-Verbundprothese.

Eine neue Hüftgelenktotalendoprothese zur teilweise zement-freien Implantation.

Arch. orthop. Unfall-Chir. 81, (1975) 259-266

40) Griss, P., G.Heimke, B.Krempien, G.Jentschura :

Ceramic hip joint replacement-experimental results and early clinical experience.

in: M. Schaldach, D. Hohmann (Edit.) Engineering in Medicine
Vol. 2

Berlin, Springer (1976)

41) Grünert, A., G.Ritter :

Experimentelle Untersuchungen zum Problem der Verankerung
von Hüftendoprothesen.

Arch. orthop. Unfall-Chir. 77, (1973), 149-153

42) Hackenbroch, M.H., H.Bruns, R.Holbe, H.Lechleuthner :

Unsere Ergebnisse mit der Totalendoprothese des Hüftgelenks
3 bis 6 Jahre postoperativ.

Orthop. Praxis 6/XII (1976), 586-589

43) Hackenbroch, M.H., H.Bruns, R.Holbe, H.Lechleuthner :

Weitere Erfahrungen mit der Totalprothese des Hüftgelenks.
Klinische und radiologische Nachuntersuchungsergebnisse nach
3- bis 6- jähriger Implantatzeit.

Arch. Orthop. Unfall-Chir. 1975

44) Hallert, B. :

X-Ray-Photogrammetry

Amsterdam, Elsevier Publ. Comp. (1970)

45) Harris, W.H. :

Statistics on total hip replacement.

Clin. Orthop. 95 (1973)

46) Hasselwander, A. :

Die objektive Stereoskopie an Röntgenbildern.

Stuttgart, Thieme (1954)

47) Hasselwander, A. :

Die theoretischen Grundlagen und die praktische Anwendung
der Photogrammetrie des Röntgenbildes.

Bildmessung und Luftbildwesen 1 (1934)

48) Herp, A., W.Leidel, K.J.Probst :

Mustererkennungsanalyse in der Radiologie.

10. Tagung der Deutsch. Ges. f. med. Physik.

Braunschweig, Mai 1979

48a) Herp, A., W.Leidel, K.J.Probst :

Automatisierte Röntgenbildanalyse mittels eines Computers.

Biomedizinische Technik, Band 24, Ergänzungsband, Juni 1979

49) Hoffmann-Daimler, S. :

Mechanische Faktoren der Lockerung von Hüftgelenkprothesen.

Z. Orthop. 112 (1972), 498

50) Hoffmann-Daimler, S. :

Zur Entwicklung neuer Hüftgelenkprothesen.

Med. Orthop. Techn. 93 (1973), 31-33

51) Huggler, A.H. :

Die Alloarthroplastik des Hüftgelenks mit Femurschaft-
und Totalendoprothesen.

Stuttgart, Thieme (1968)

52) Huggler, A.H. :

Follow-up study of 122 total hip replacements (1962-1969)

in: Arthroplasty of the hip (Ed. by G. Chapchal)

Stuttgart, Thieme (1973)

53) Hulbert, S.F., H.L.Richbourg, J.J.Klawitter, B.W.Saucer :

Evaluation of an metal-ceramic composite hip prothesis.

J. Biomedical Materials Research Symposium 6 (1975), 189

54) Judet, R. :

Totale Hüftendoprothesen aus Porometall ohne Zementverankerung.

Z. Orthop. 113 (1975), 828-829

55) Judet, R., M.Sigieur, B.Rose, J.C.Brunet, F.Chadoutaud :

Prothèse totale de hanche sans ciment in "poro-métal".

3 ans d'experience.

in: Actualités de chirurgie orthopédique de l'Hôpital Raimond
Poincaré et de l' Institut de recherches orthopédiques.

Vol. XII (Hrsg. R. Judet)

Paris, Masson (1975)

56) Kellner, H. :

Arbeiten zur analytischen Auswertung von Röntgenstereo-
aufnahmen.

Diss. Göttingen 1971, Abt. Biophotogrammetrie

57) Keyl, W., W.R.Hepp :

Informationswert der Hüftarthrographie bei Verdacht auf Prothesenlockerung.

Arch. orthop. Unfall-Chir. 77 (1973), 330

58) Kehr, H. :

Ergebnisse und Erfahrungen bei Hüftgelenkplastiken mit Totalprothesen.

Mschr. Unfallheilk. 76 (1973), 49

59) Köhnle, H. :

Besonderheiten der Röntgenstereoskopie.

Photographie und Wissenschaft (agfa) H. 2 (1960), 19

60) Köhnle, H. :

Röntgenphotogrammetrie

Fortschr. Röntgenstr. 54 (1936) 92

61) Köhnle, H. :

Röntgenstereoverfahren

in: Handbuch der medizinischen Radiologie Band III

Berlin, Springer (1967)

62) Kraus, W. :

Therapie des Knochens und des Knorpels mit schwacher, langsam schwingender elektromagnetischer Energie.

Medizinisch-orthopädische Technik 98 (33) 1978

63) Kreyszig, E. :

Statistische Methoden und ihre Anwendungen.
Göttingen, Vandenhoeck (1974)

64) Lazansky, M.G. :

Complications revisited.
The debit side of total hip replacement.
Clin. Orthop. 95 (1973), 96

65) Lehmann, G. :

Photogrammetrie.
Samml. Göschen Bd. 1188/1188 a

66) Leidel, W., A.Herp, K.J.Probst :

Mathematische Grundlagen einer computergestützten Methode
zur Erfassung von Endoprothesenlockerungen.
23. Jahrestagung der Gesellschaft für medizinische Dokumen-
tation, Informatik und Statistik, Köln, Oktober 1978

66a) Leidel, W., A.Herp, K.J.Probst :

Räumliche Darstellung von Röntgenbildern und ihre metrische
Auswertung.
10. Tagung der Deutschen Gesellschaft für medizinische Physik,
Braunschweig, Mai 1979

66b) Leidel, W., A.Herp, K.J.Probst :

Rekonstruktion dreidimensionaler Objekte aus zwei konventio-
nellen Röntgenbildern.
Biomedizinische Technik, Band 24, Ergänzungsband, Juni 1979

67) Mac Kee, G.K. :

Development of total replacement of the hip.
Clin. Orthop. 72 (1970), 83-103

68) Mac Kee, G.K., S.C.Chen :

The statistics of the McKee-Farrar method of total hip replacement.

Clin. Orthop. 95 (1973), 26

69) Mac Kee, G.K., I.Warson-Farrar :

Replacement of the arthritic hips by the McKee-Farrar prosthesis.

J. Bone Joint Surg. 48 B (1966), 245

70) Manner, G., J.Gekeler :

Ergebnisse nach der Thompson-Moore-Endoprothesenversorgung des Hüftgelenks.

71) Maurer, G., H.Scholze :

Unsere Erfahrungen mit der Alloarthroplastik am Hüftgelenk.

Chir. Plast. Reconstr. 7 (1970), 69-73

72) Meier, H.-K. :

Der Stereoröntgenkomparator StR 1-3.

BuL 39, (1971), 131

73) Mittelmeier, H. :

Anchorage of hip endoprosthesis without bone cement.

in: M.Schaldach, D.Hohmann (Edit.) Engineering in Medicine Vol. 2

Berlin, Springer (1976)

74) Morscher, E., R.Mathys, H.R.Henche :

Iso-elastic endoprosthesis- a new concept in artificial hip and knee joint technology.

Berlin, Springer (1976)

75) Müller, M.E. :

Die Gelenkplastiken am Hüftgelenk.

Chir. Plast. Reconstr. 7 (1979), 59-68

76) Müller, M.E. :

The hip Society "The hip"

The C.V. Mosby Comp. St. Louis (1974)

77) Müller, M.E. :

Total hip prosthesis.

Clinical Orthopaedics 72 (1970), 46

78) Müller, M.E., T.Sibay :

Zur Arthroplastik des Hüftgelenks.

Z. Orthop. 80, 8-16 (1951)

79) Murray, W.R. :

Results in patients with total hip replacement arthroplasty.

Clin. Orthop. 95 (1973), 80

80) Ostle, B. :

Statistics in Research.

Iowa Univ. Press, Iowa 1972

81) Owen, R. :

Success and failure in arthroplasty of the hip.

(Ed. by G. Chapchal.)

Thieme, Stuttgart 1975

82) Paul, J.P. :

Forces transmitted by joints in the human body.

Proc. Instn. Mech. Engrs. 181, 3J (1966/67)

83) Pauwels, F. :

Atlas zur Biomechanik der gesunden und kranken Hüfte.

Berlin-Heidelberg-New York, Springer Verlag 1973

84) Picard, J.J. :

Statistique homogène de 254 prothèses totales de hanche
du type Mac Kee.

Lyon chir. 66, 204-208 (1970)

85) Picault, C., C.R.Michel, R.Vidil :

A propos de 110 prothèses totales de hanche de Charnley.

Lyon chir. 66, 201 (1970)

86) Probst, K.J., A.Herp, W.Leidel :

Stereo-radiologische Lokalisationsdiagnostik von Schalen-
und Totalendoprothesen des Hüftgelenks.

Arch. Orthop. Traumat. Surg. 92 (1978) 75

86a) Probst, K.J., A.Herp, W.Leidel :

Vergleichbarkeit zeitlich aufeinanderfolgender Meßdaten
aus Röntgenbildern.

13. Tagung der Deutschen Gesellschaft für Biomedizinische
Technik, Kiel, Juni 1979

87) Riedl, K., A. Reichelt :

Klinische Untersuchungen bei Infektionen nach Implantation von Hüftgelenktotalprothesen.

Orthop. Praxis 6 XII(1976), 599-602

88) Ring, P.A. :

Total replacement of the hip.

Clin. Orthop. 72, 161-168 (1970)

89) Ring, P.A. :

Total replacement of the Hip Joint.

Clin. Orthop. 95, 34-37 (1973)

90) Ruckelshausen, M.C. :

Haltbarkeitserwartung von Hüfttotalprothesen in Abhängigkeit von Verschleiß, Reibungskoeffizient und Kopfdurchmesser.

in: Der totale Hüftgelenkersatz (Herausgeg. v. H. Cotta u. K.-P. Schulitz)

Thieme, Stuttgart, 1973

91) Rydell, N. :

Forces in the hip joint.

in: R.M.Kenedi, edit. Biomechanics and related bioengineering topics, V

Oxford, Pergamon Press 1965

92) Safi, R., A.Schreiber :

Ergebnisse der Hüftendototalplastik.

(Kontrolle der 1962-1968 operierten Fälle)

Z. Orthop. 110, 83-89 (1972)

93) Salvati, E.A., R.H.Freiberger, P.D.Wilson :

Arthrography for complications of total Hip replacement.
J. Bone Jt. Surg. 53-A, 701 (1971)

94) Salzer, M., H.Locke, H.Plenk jr., G.Pinziert, N.Stärk,
K.Zweymüller :

Experience with bioceramic endoprosthesis of the hip joint.
in: M. Schaldach und D. Hohmann edit., Engineering in Medicine.
Vol. 2, Berlin-Heidelberg-New York, Springer Verlag 1976

95) Seewald, K. :

Hüftendoprothese nach Freeman.
Z. Orthop. 117 (1979) 151

96) Shikita, T., H.Oonishi :

Abnutzung und Schmierung der Totalendoprothesen.
in: Der totale Hüftgelenkersatz.
H. Cotta, K.-P. Schulitz,
Hrsg. : Stuttgart, Thieme 1973

97) Spiegler, G. :

Physikalische Grundlagen der Röntgendiagnostik.
Stuttgart, Georg Thieme 1957

98) Sulzer, A.G. :

Hunderttausend Hüftendoprothesen.
Technische Rundschau SULZER, Bd. 54 (1972) H.3, 265

99) Schreiber, A., L.G.Oliveira, M.Cserhati, H.A.C.Jacob :
Zur Double-Cup-Hüftendoprothese nach Freeman.
Z. Orthop. 117 (1979) 151

100) Schulitz, K.P., B.Gärtner, R.Hüwel :
Die schwingungsmechanische Methode zur Erfassung einer
Prothesenlockerung.
Orthop. Praxis 1 (1977) 42

101) Schulitz, K.P., B.Gärtner :
Schwingungsmechanische Untersuchungen zur Frage der Prothesen-
lockerung.
Vortrag auf der 65. Tagung der Deutschen Gesellschaft für
Orthopädie und Traumatologie, München, September 1978

102) Thull, R. :
Naturwissenschaftlich-technische Probleme hochbelasteter
orthopädischer Gelenkimplantate.
Habilitationsschrift, Erlangen-Nürnberg, August 1976

103) Thull, R., P.Bauerschmidt, R.Neupert :
Bestimmung der mechanischen Koppelung von Implantat und
Knochen zur Früherkennung der Prothesenlockerungen.
Vortrag auf der 65. Tagung der Deutschen Gesellschaft für
Orthopädie und Traumatologie, München, September 1978

104) Wagner, H. :
Der alloplastische Gelenkflächenersatz am Hüftgelenk.
Arch. Orthop. Traumat. Surgery 82 (1975) 101

105) Wagner, H. :

Surface Replacement Arthroplasty of the Hip.

Clin. Orthop. and Related Research 134 (1978) 102

106) Weber, B.G., G.Stühmer :

Gute und schlechte Erfahrungen mit der Totalprothese des Hüftgelenks.

in: H. Cotta und K.-P. Schulitz edit. Der totale Hüftgelenkersatz.

Stuttgart, Georg Thieme Verlag 1973

107) Wilson, J.N., J.T.Scales :

Loosening of total hip replacement with cement fixation.

Clin. Orthop. 72, 145-160 (1970)

108) Witt, A.N., M.H. Hackenbroch :

Therapeutische Möglichkeiten bei gelockerten Hüfttotalprothesen.

Z. Orthop. 114 (1976) 330-341

F. Enke Verlag, Stuttgart

Copy-Center 2000

852 ERLANGEN · Obere Karlstr. 30
Tel. 09131-26197